

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

2017

Bc. Filip Žilinský

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

EKG pro domácí použití
Household ECG

2017

Bc. Filip Žilinský

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Filip Žilinský**
Studijní program: **N2649 Elektrotechnika**
Studijní obor: **3901T009 Biomedicínské inženýrství**
Téma: **EKG pro domácí využití**
Household ECG
Jazyk vypracování: **čeština**

Zásady pro vypracování:

Tématem diplomové práce je návrh a konstrukce přístroje měřícího signál EKG, který bude uzpůsoben pro domácí použití. Cílem je tedy snadná použitelnost, přenositelnost a pokud možno i bezdrátový přenos dat. Dalším cílem je implementovat grafické rozhraní, které bude zobrazovat EKG signál a informaci o frekvenci srdeční činnosti buď na PC, mobilu nebo v samotném zařízení.

Postup řešení:

1. Analýza dostupných řešení - rešerše.
2. Návrh zapojení, funkcí, rozhraní a způsobu implementace.
3. Konstrukce a implementace.
4. Testování a měření.
5. Zhodnocení výsledků práce a testování.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ, Petr TIEFENBACH, František KOBZA. *Lékařské diagnostické přístroje - učební texty*. 1. Vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004, 332 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [2] BAXTER, Larry K. *Capacitive sensors: design and applications*. New York: IEEE Press, c1997, xiv, 302 s. ISBN 0-7803-1130-2.
- [3] GANONG William F. *Přehled lékařské fyziologie*. 20. vyd. Praha: Galén, 2005, 890 s. ISBN 80-726-2311-7.
- [4] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. 4. vyd. Praha: Grada Publishing, 2003, 771 s. ISBN 80-247-0512-5.
- [5] BAYÉS DE LUNA, Antoni, et al. *Clinical electrocardiography: a textbook*. 4th edition, Wiley-Blackwell, 2012, 568 s. ISBN 978-0-470-65859-8.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: Ing. Karel Vlach

Datum zadání: 01.09.2015

Datum odevzdání: 28.04.2017



doc. Ing. Jiří Kozíorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě 27. 4. 2017



Bc. Filip Žilinský

Poděkování

Touto cestou bych rád poděkoval svému vedoucímu Ing. Karlovi Vlachovi, PhD. za cenné připomínky a komentáře během řešení celé diplomové práce.

Také bych rád poděkoval Ing. Janovi Kijonkovi, PhD. za konzultace k elektrokardiografii.

Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá návrhem a konstrukcí přístroje měřícího signál EKG. Konstrukční řešení se zaměřuje na modularitu a minimální velikost celého řešení. Elektrokardiograf je snadno přenositelný a umožňuje bezdrátový přenos dat do počítače s vizualizací elektrokardiogramů v uživatelsky přívětivém programu vytvořeném ve vývojovém prostředí LabVIEW. Program umožňuje vizualizaci 12svodového EKG v reálném čase s dopočítanou tepovou frekvencí. Toto řešení elektrokardiografu je díky svým parametrům vhodné pro domácí nebo ambulantní použití.

Klíčová slova

EKG pro domácí použití, bezdrátové EKG, vizualizace EKG v reálném čase, 12svodové EKG, ADS1298, LabVIEW

Abstract

This diploma thesis deals with the design and construction of the ECG measuring signal device. The design solution focuses on modularity and minimal size of the solution. The electrocardiograph is easy to transfer and allows wireless data transfer to a computer with visualization of electrocardiograms in a user-friendly program created in the LabVIEW development environment. The program allows real-time visualization of 12 lead ECGs with a calculated heart rate. This electrocardiograph solution is suitable for home or outpatient use due to its parameters.

Key word

Household ECG, wireless ECG, real-time visualization ECG, 12 - leads ECG, ADS1298, LabVIEW

Obsah

Seznam použitých symbolů a zkratk.....	x
Seznam ilustrací.....	xii
Seznam tabulek.....	xiv
1. Úvod.....	1
2. Srdce a jeho činnost.....	2
2.1. Funkce srdce.....	2
2.2. Vznik a šíření vzruchu v srdci.....	3
2.3. Řízení srdeční frekvence	4
3. Elektrokardiografie.....	5
3.1. Standardní 12svodový systém	5
3.2. Bipolární končetinové svody podle Einthovena.....	5
3.3. Unipolární končetinové svody podle Goldberga.....	6
3.4. Unipolární hrudní svody podle Wilsona	6
3.5. Popis elektrokardiogramu	7
3.6. Požadavky na měření EKG	8
4. Biopotenciálové elektrody.....	9
4.1. Povrchové elektrody.....	9
4.2. Povrchové elektrody pro snímání EKG.....	10
4.2.1. Plošné kovové elektrody	10
4.2.2. Balónkové elektrody	11
4.2.3. Plovoucí elektrody.....	11
4.2.4. Kapacitní elektrody	12
4.2.5. Základní informace o kapacitní elektrodě	12
5. Monitorování dle Holtera	15
5.1. Holterovo EKG	15
5.2. Holterovo tlakové měření.....	15
5.3. Technické aspekty.....	16
5.4. Vyhodnocovací systémy	16
5.4.1. Jednoduché čtení	16
5.4.2. Poloautomatické vyhodnocování	16
5.4.3. Automatické vyhodnocování.....	16
5.5. Analýza dat.....	17
5.6. Holterovský EKG záznam a kardiostimulátor.....	17

5.7.	Technická řešení na trhu	19
5.7.1.	Firma BTL.....	19
5.7.2.	Firma Braemar.....	20
6.	EKG pro domácí použití	21
6.1.	Národní dohledové centrum.....	21
6.2.	VitalJacket.....	22
6.2.1.	VitalJacket a konfigurace svodů.....	22
6.2.2.	VitalJacket a vyhodnocení EKG	22
6.3.	Hexoskin	23
7.	Normy v elektrokardiografii.....	26
7.1.	ČSN EN 60601-2-47, Zvláštní požadavky na bezpečnost a základní vlastnosti ambulantních elektrokardiografických systémů	26
7.2.	ČSN EN 60601-2-25, Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost elektrokardiografů	26
7.3.	ČSN EN 60601-2-27, Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost elektrokardiografických monitorovacích přístrojů	27
8.	Návrh vlastního HW řešení	28
8.1.	Úvaha nad specifikací a nutným vybavením pro vývoj	28
8.2.	EKG modul – ADS1298R.....	29
8.3.	Blokové schéma modulárního systému pro měření EKG	30
8.4.	Napájení	30
8.5.	Analogové vstupy ADS129x.....	31
8.6.	Nastavení registrů.....	32
8.6.1.	Globální nastavení.....	33
8.6.2.	Specifické nastavení měřících kanálů	33
8.6.3.	Status lead off registrů.....	34
8.6.4.	GPIO a další registry	34
8.7.	SPI sběrnice.....	34
8.7.1.	Nastavení SPI sběrnice mezi MCU K70 a ADS1298R.....	34
8.8.	DPS s MCU a periferiemi	37
8.9.	UART	38
8.9.1.	UART – komunikace s PC	39
8.9.2.	UART – bezdrátová komunikace s PC pomocí Bluetooth.....	39
8.10.	Filtrace signálu	40
8.10.1.	ADC Delta- Sigma (Δ - Σ) modulátor	42

8.11.	Napájení pravou nohou	42
8.12.	Wilsonova centrální svorka (WCT)	43
8.13.	Rozšířené svody	43
9.	LabVIEW - Proccesing dat	44
9.1.	bytes2num.vi	44
9.2.	crc.vi	45
9.3.	main.vi	45
9.4.	parse.vi	46
9.5.	Měření tepové frekvence	48
9.5.1.	Měření tepové frekvence v LabVIEW	48
9.6.	Pacientský simulátor	51
9.7.	Naměřené elektrokardiogramy	51
10.	Závěr	53
11.	Seznam použité literatury	55
12.	Obsah přiloženého CD	60
13.	Seznam příloh	61

Seznam použitých symbolů a zkratek

AD	analogově digitální (A nalog D igital)
aVF	elektrokardiografický svod z dolní končetiny (a ugmented V oltage F oot)
aVL	elektrokardiografický svod - zvětšené napětí z levé horní končetiny (a ugmented V oltage L eft)
aVR	elektrokardiografický svod - zvětšené napětí z pravé horní končetiny (a ugmented V oltage R ight)
BGA	označení pouzdra integrovaného obvodu (B all G rid A rray)
BIS	bispektrální index, technologie k monitorování hloubky anestezie (B ispectral I ndex)
COM	komunikační (C OMmunication)
CS	výběr konkrétního integrovaného obvodu na sběrnici SPI (C hip S elect)
DEC	decimální (D ECimal)
DPS	deska plošných spojů
EAP	evokované zvukové potenciály (E voked A udio P otential)
EEG	elektroencefalografie (E lectro E ncephalo G raphy)
EKG	elektrokardiografie (E lectro C ardio G raphy)
EMG	elektromyografie (E lectro M yo G raphy)
EMI	elektromagnetická interference (E lectro M agnetic I nterference)
Gain	zisk, zesílení (G ain)
GND	uzemnění (G round)
GPIO	obecný účelový vstup, výstup (G eneral- P urpose I nput, O utput)
HEX	hexadecimální (H exadecimal)
HP	vysoký výkon (H igh P ower)
HW	označení elektronických komponent (H ard W are)
INN	diferenciální vstup, negativní (I Nput N egative)
INP	diferenciální vstup, pozitivní (I Nput P ositive)
kSPS	počet vzorků za sekundu v tisících (k ilo S ample P er S econd)
LA	levá ruka (L eft A rm)
LL	levá noha (L eft L eg)
LP	nízký výkon (L ow P ower)
MCU	jednočipový počítač (M icrocontroller U nit)
MISO	(M aster I n S lave O ut)

MOSI	(M aster O ut S lave I n)
PC	osobní počítač (P ersonal C omputer)
RA	pravá ruka (R ight A rm)
Rx	přijímač (R eceiver)
SPI	sériové periferní rozhraní (S erial P eripheral I nterface)
SS	výběr konkrétního integrovaného obvodu na sběrnici SPI (S lave S elect)
SW	programové vybavení (S oft W are)
Tx	vysílač (T ransmitter)
UART	universální asynchronní přijímač/vysílač (U niversal A synchronous R eceiver/ T ransmitter)
USB	universální sériová sběrnice (U niversal S erial B us)
VDD	označení pro kladnou napěťovou referenci (V oltage D rain D rain)
VI	virtuální nástroj (V irtual I nstrument)
VSS	označení pro zápornou (nulovou) napěťovou referenci (V oltage S ource S ource)
WCT	(W ilson C entral T erminal)

Seznam ilustrací

Obrázek 1: Zjednodušený nákres anatomické stavby srdce	2
Obrázek 2: Schéma anatomie převodního systému.....	3
Obrázek 3: Einthovenův trojúhelník, převzato z [42]	6
Obrázek 4: Popis elektrokardiogramu	7
Obrázek 5: Nákres plošné kovové elektrody [3].....	10
Obrázek 6: Končetinové EKG elektrody ve formě klipsu (vlevo), balónkové hrudní elektrody s gumovou přísavkou (vpravo)	11
Obrázek 7: Plavoucí elektroda bez a s kontaktním [3].....	12
Obrázek 8: Nákres kapacitní elektrody [11].....	13
Obrázek 9: Obvodový model kapacitní elektrody [11]	13
Obrázek 10: Holter BTL-08 [15]	20
Obrázek 11: Holtery DL800, DL900, DL1200 zleva doprava [17]	20
Obrázek 12: VitalJacket tričko, elektroda, záznamové zařízení, nabíječka [40].....	23
Obrázek 13: Hexoskin triko se zabudovanými senzory, upraveno podle [19].....	23
Obrázek 14: Návrh vlastního funkčního řešení.....	29
Obrázek 15: Vyhotovený EKG modul s ADS1298R.....	30
Obrázek 16: Blokové schéma modulárního systému pro měření EKG.....	30
Obrázek 17: Možné nastavení unipolárního nebo bipolárního napětí pro EKG modul	31
Obrázek 18: Zobrazení diferenciálního vstupu	32
Obrázek 19: Měřicí řetězec ADS129xR.....	32
Obrázek 20: Synchronizace signálů pro vyčítání v kontinuálním režimu.....	35
Obrázek 21: Vizualizace komunikace po sběrnici SPI, zápis do registrů ADS1298R.....	36
Obrázek 22: Operační kód RDATAC 0x10h na konci obrázku.....	36
Obrázek 23: Napájecí koncept DPS s MCU	37
Obrázek 24: Vyhotovená DPS s MCU a periferiemi	38
Obrázek 25: Rentgenová kontrola osazeného BGA pouzdra	38
Obrázek 26: Blokové schéma vyčítání dat do PC pomocí UART/ USB převodníku	39
Obrázek 27: EMI filtr.....	41
Obrázek 28: Dva kaskádně řazené RC články	42
Obrázek 29: DPS s filtry (pohled z obou stran)	42
Obrázek 30: ukázka zapojení svod I, II a napájení pravou nohou.....	43
Obrázek 31: Přepočet tří bajtů na číslo	45
Obrázek 32: Cyklický redundantní součet	45
Obrázek 33: Převedení dekadické hodnoty pomocí dvojkového doplňku na kladné a záporné číslo....	46

Obrázek 34: Podmínková část podprogramu parse.vi.....	46
Obrázek 35: Druhá část podprogramu parse.vi.....	47
Obrázek 36: Zpracování dat, přijetí, rozdělení, sestavení do jednotlivých kanálů.....	47
Obrázek 37: Zapojení funkčního bloku - ECG feature creator	49
Obrázek 38: Výpočet průměrné tepové frekvence se zaokrouhlením na celou hodnotu	49
Obrázek 39: Výsledný produkt, EKG pro domácí použití	50
Obrázek 40: Elektrokardiogram, svod I, měřený ze simulátoru ECG - FC12D.....	51
Obrázek 41: Elektrokardiogram, svod aVR, měřený ze simulátoru ECG - FC12D.....	52
Obrázek 42: Elektrokardiogram, svod V1, měřený ze simulátoru ECG - FC12D	52

Seznam tabulek

Tabulka 1: Porovnání produktové řady fy BTL	19
Tabulka 2: Porovnání produktové řady fy Braemar	20
Tabulka 3: parametry snímání (srdeční aktivita, dech, pohyb) [20].....	25
Tabulka 4: Datový rámec vyčítaný do PC, popis přenášených 32 bajtů	47
Tabulka 5: Výpočet dvojkového doplňku	48
Tabulka 6: Měřené svody	49
Tabulka 7: Odvozené svody	50

1. Úvod

Tato diplomová práce je zaměřena na návrh a konstrukci přístroje měřícího signál EKG. Řešení se zaměřuje na uzpůsobení elektrokardiografu pro domácí použití, s tím že je výsledný produkt snadno použitelný, přenositelný s možným bezdrátovým přenosem digitalizovaných dat. Přenesená data se vizualizují na počítači ve formě EKG signálu v implementovaném grafickém rozhraní s informací o tepové frekvenci.

V teoretické části práce jsou shrnuty základní poznatky z fyziologie, anatomie srdce. Šíření elektrického vzruchu a jeho následná reprezentace elektrokardiogramem. V dalších bodech teorie je pak čtenář seznámen s Holterovským EKG a EKG pro domácí použití.

V praktické části práce se prezentuje konstrukce jednotlivých částí elektrokardiografu, kde se od počátečního návrhu kladl důraz na modularitu celého řešení. Modularita je zamýšlená v rozdělení jednotlivých funkčních bloků na tři desky plošných spojů. Jedná se o hlavní desku s mikrokontrolerem a periferiemi, dále desku s EKG modulem a desku s filtry a konektory pro připojení kabelů s patientskými elektrodami.

Praktická část pokračuje problematikou sběrnice SPI a rozhraní UART. SPI sběrnice především slouží pro nastavení parametrů EKG modulu pomocí funkčních registrů a přenos digitalizovaných vzorků z měřených kanálů do mikrokontroleru. Digitalizované vzorky elektrokardiogramů přenesené do mikrokontroleru se dále přeposílají přes UART rozhraní do počítače. V práci se rozebírá problematika přenosu dat přes kabel, tak bezdrátově pomocí Bluetooth.

Příjem, zpracování, analýza a vizualizace digitalizovaných dat z COM portu počítače se provádí ve vývojovém prostředí LabVIEW. V rámci tohoto vývojového prostředí je vytvořený projekt ecgmeter.lvproj umožňující plnou rekonstrukci měřených elektrokardiogramů v reálném čase i s tepovou frekvencí.

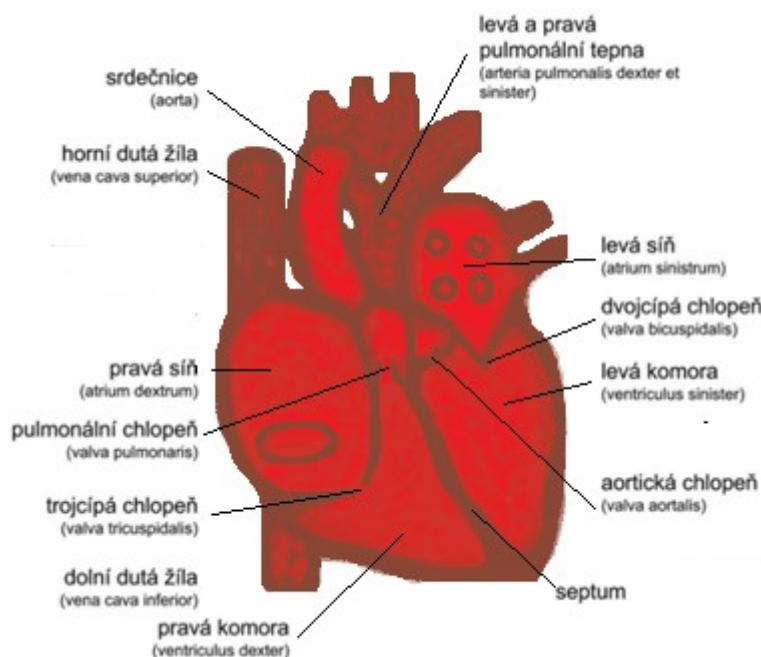
Poslední část práce se věnuje prezentaci naměřených elektrokardiogramů, kdy se podařilo rekonstruovat 12svodové EKG z patientského simulátoru. Každý elektrokardiogram má na ose - x zobrazený aktuální čas a na ose - y napětí. Pro dopočítání tepové frekvence se pracovalo s funkčním blokem knihovny biomedical toolkit.

2. Srdce a jeho činnost

Jde o dutý svalový orgán tvaru trojboké pyramidy, uložený asymetricky v mezihrudí. Dvě třetiny srdce leží v levé části hrudníku, jedná třetina v pravé. Základnu srdce vytváří báze srdeční s doleva dolů směřujícím hrotem. Srdce se svou funkcí podobá důmyslné mechanické pumpě, která rozvádí krev do cévního systému. Tato pumpa se dá charakterizovat jako tlakové čerpadlo. Plní se krví sáním (podtlak) a dále se krev vypuzuje do aorty respektive do plicnice, přičemž vytváří přetlak. Srdce při této funkci vytváří mimořádný výkon. Ve své rytmické práci pulzní pumpy se střídá systola, kdy se srdeční oddíly stahují a vypuzují krev ven, s diastolou, kdy se srdeční oddíly relaxují a plní krví. V praxi se za systolu a diastolu považuje systola a diastola komor. Přerušování krevního oběhu vede k závažným patologickým stavům. [1], [2], [3], [4]

2.1. Funkce srdce

Skládá se ze čtyř hlavních částí dvou síní a dvou komor. Každá ze síní je propojena s jednou komorou přes srdeční chlopně. Krev je z krevního oběhu nasávána do síně, vytlačována ze síně do komory a poté z komory zpět do oběhu. Směrování toku krve proudící do komor a z komor se reguluje chlopněmi. Chlopně se chovají v ideálním případě jako jednosměrné dvoustavové ventily.



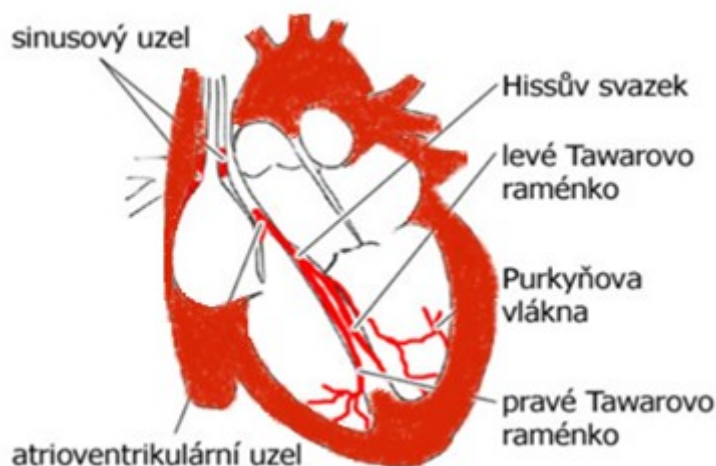
Obrázek 1: Zjednodušený náčrt anatomické stavby srdce

Do pravé síně vstupuje horní a dolní dutá žíla, přivádějící odkysličenou žilní krev z velkého krevního oběhu, zásobující krevní orgány. Pravou síň a komoru odděluje trojcípá chlopeň. Pravá síň a komora tvoří již malý plicní oběh. Na pravou komoru navazuje pulmonální (semilunární, poloměsíčitá) chlopeň, regulující tok krve do pulmonální tepny. Pulmonální tepna se dále dělí na dva kmeny zásobující krev pravou a levou plíci, kde se krev dále okysličuje.

Z plic se okysličená krev přivádí do levé síně pomocí čtyř žil plicních (zpravidla z každé plíce dvě žíly). Skrze dvojčípou chlopeň pak proudí do komory a odtud přes aortickou chlopeň tvořenou stejným poloměsíčitým tvarem jako u pulmonální chlopně do velkého krevního oběhu. Levá část srdce je oproti pravé části mohutnější z důvodu vyvíjení většího ejekčního tlaku. Tlak krve v aortě je 5x větší než plicnici. [1], [2], [3], [4], [5], [6]

2.2. Vznik a šíření vzruchu v srdci

Srdeční sval (myokard) je tvořen příčně pruhovanými svalovými vlákny, stejně jako svaly kosterní. Od kosterního svalu se avšak liší tím, že buňky srdečního svalu (kardiomyocyty) se vzájemně propojují. Tím se podobá hladkým svalům, funkčně tvoří celek – soubuní neboli syncytium. Tato stavba má význam pro šíření vzruchu. Podráždění se v srdci přenáší z buňky na buňku lokálními elektrickými proudy, které vznikají mezi polarizovanými (+) a depolarizovanými (-) oblastmi. Jakmile kdekoliv v předsíních nebo komorách vznikne dostatečné podráždění, vyvolá se vzruchová aktivita, která se šíří dále soubuním myokardiálních buněk, dokud neproběhne po celém srdci. Této vlastnosti se říká „vše nebo nic“. Prakticky to znamená, že srdce, je-li stimulováno, odpoví podrážděním všech svých buněk, nebo nedá žádnou odpověď, pokud byl stimulační podnět podprahový. Srdeční sval nelze ovládat vůlí, odlišuje se i mechanismus šíření akčního potenciálu oproti kosternímu sval.



Obrázek 2: Schéma anatomie převodního systému

Vzruch vzniká v převodním systému srdeční svaloviny. Tvoří ho dva uzlíky, první sinoatriální (15 mm velký shluk automatických buněk), který se nachází na rozhraní vstupu horní duté žíly do pravé síně a atrioventrikulární nacházející se v pravé síni na rozhraní síně a komory. Buňky převodního systému se liší od ostatních buněk srdečního svalu malým množstvím myofibril a vysokým obsahem glykogenu a také tím, že mají schopnost automacie, rytmicky vytváří vzruchy, které se šíří po srdečním svaly. Za normálních fyziologických podmínek vzniká vzruch v nejrychlejším centru automacie v sinoatriálním uzlu (60 až 70 za minutu). Dále se akční potenciál šíří svalovinou síní. V oblasti atrioventrikulárních chlopní vykazuje myokard sníženou vodivost, neboť se zde nachází izolační bariéra ve formě fibrózní tkáně. V dalším, atrioventrikulárním uzlu se frekvence vzruchu myokardu zpomaluje, frekvence vzruchu se podstatně zmenší (40 za minutu) a proto se za normálních okolností jako udavatel rytmu (pacemaker) neuplatňuje. Odtud se vede vzruch dále Hisovým svazkem, který se vidlicovitě větví do Tawarových ramének (levé a pravé) a z nich pokračuje do Purkyňových vláken, ze kterých se podráždění rozvádí po celé komorové svalovině. Zpomalování frekvence srdečního vzruchu od sinoatriálního uzlu po Purkyňova vlákna má hluboký smysl, jelikož poskytuje síním potřebný čas pro kontrakci a doplnění objemu srdečních komor krví. Je-li šíření vzruchu kdekoli v oblasti vodivého srdečního systému přerušeno, dojde k srdeční blokádě. Poté se uplatňuje jako centrum automacie nejbližší nižší část vodivého systému. Pokud dojde k trvalým patologickým změnám srdce, využívá se umělého udavače kroku (kardiostimulátoru).

[1], [2], [3], [4], [5], [6]

2.3. Řízení srdeční frekvence

Řídí se nervově a hormonálně. Nervová regulace se uskutečňuje sympatikem a parasympatikem. Parasympatikus snižuje a sympatikus zvyšuje tepovou frekvenci. V klidovém stavu se na chronotropních změnách (ovlivnění srdeční frekvence) podílí více parasympatikus, ovlivňuje rychlé výchylky tepové frekvence v rozsahu 20 – 30 tepů/min. Parasympatikus ovlivňuje mediátor – acetylcholin. Vylučování Acetylcholinu ze zakončení X. hlavového nervu (n. vagus) v blízkosti sinoatriálního uzlu přímo ovlivňuje srdeční automacii. Kromě snížené tepové frekvence se stimulace parasympatiku projeví i v prodloužení převodu vzruchu v síňokomorovém (atrioventrikulárním) uzlu (negativní dromotropní efekt).

Sympatikus má ve srovnání s parasympatikem protichůdné účinky na srdeční činnost. Sympatické vlivy se zprostředkovávají nn. cardiaci a mediátorem sympatiku se stává noradrenalin. Dráždění sympatiku zvyšuje tepovou frekvenci (pozitivní chronotropní efekt) a stažlivost (pozitivní inotropní efekt). [1], [2], [3], [4], [5], [6]

3. Elektrokardiografie

Jedná se o základní vyšetřovací metodu v kardiologii, která napomáhá k určení diagnózy pacienta. Elektrické pole generované srdeční činností se šíří vodivým prostředím celého těla. Díky tomu lze snímat elektrickou srdeční aktivitu v podobě elektrokardiogramu pomocí elektrod umístěných na kůži, na stěně jícnu nebo přímo v srdci. Elektrická srdeční aktivita závisí na převodním systému, který umožňuje postupnou depolarizaci srdce, pro efektivní vypuzení a synchronizaci ve vypuzování krevního sloupce srdečními dutinami a následnému výtlaku do velkých tepen. Rozhraní mezi depolarizovanou (-) a polarizovanou (+) srdeční buňkou představuje dipól. Jde vlastně o vektor, orientovaný od depolarizované k polarizované tkáni. Sečtením všech dílčích vektorů vzniká v srdci úhrnný vektor – elektrická osa srdeční. „EKG“ znamená elektrokardiogram nebo elektrokardiograf.

[1], [2], [3], [5]

3.1. Standardní 12svodový systém

Jedná se o nejpoužívanější systém snímání elektrického signálu srdce z povrchu těla pomocí 12 svodů, které rozdělujeme do 3 skupin - bipolární končetinové svody, unipolární končetinové svody a unipolární hrudní svody, většinou se ještě označují podle vynálezce, který tyto svody uvedl v praxi. Klinické elektrokardiografické přístroje jsou zásadně 12svodové. EKG pro domácí použití nebo holterovské monitorování zpravidla používá menšího počtu svodů. [3], [5], [31], [32]

3.2. Bipolární končetinové svody podle Einthovena

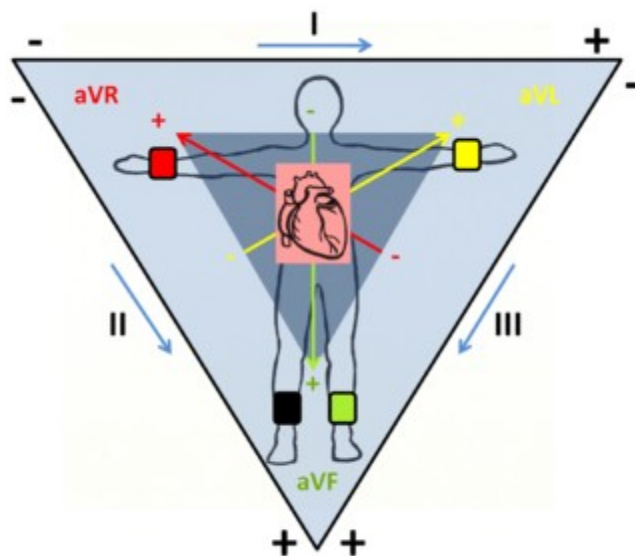
Počátkem 20. století se podařilo holandskému lékaři a fyziologovi Willemu Einhovenovi popsat základní princip snímání srdečních potenciálů z povrchu těla.

Einthovenovy bipolární končetinové svody se často nazývají také standardními, jsou tři a označují se římskými číslicemi (I, II, III). Při zavádění těchto svodů Einthoven vycházel z úvahy, že konce tří končetin tvoří přibližně vrcholy rovnoramenného trojúhelníka. Končetiny podle autora pak představují stejně dlouhé vodiče spojující vrcholy s elektrickým středem těla, v němž leží srdce. Pomyslný trojúhelník (na obrázku 3) se tvoří mezi pravou a levou rukou (I. svod), mezi pravou rukou a levou nohou (II. svod) a mezi levou rukou a levou nohou (III. Svod). Pro snímání se využívá tří elektrod. Vektorový součet tří amplitud z jednotlivých svodů tvoří součet, který se rovná nule (Einthovenův zákon). Mimo snímání se využívá ještě čtvrté pomocné elektrody zapojené v obvodu zpětné vazby, tato elektroda snižuje souhlasnou složku signálu na vstupu předzesilovače. Pro napětí na jednotlivých svodech platí:

$$U_I = \Phi_L - \Phi_R \quad (1)$$

$$U_{II} = \Phi_F - \Phi_R \quad (2)$$

$$U_{III} = \Phi_F - \Phi_L \quad (3)$$



Obrázek 3: Einthovenův trojúhelník, převzato z [42]

3.3. Unipolární končetinové svody podle Goldberga

Využívá se stejných končetinových elektrod jako u standardních Einthovenových svodů. U každého svodu se kladná svorka vždy připojuje k jedné z elektrod. Zbývající dvě elektrody se vždy zapojují přes odpor $5\text{ k}\Omega$ do referenční svorky. [3], [5], [31], [32]

- aVR (kladná svorka připojena k RA)
- aVL (kladná svorka připojena k LA)
- aVF (kladná svorka připojena k LL)

Pro napětí na jednotlivých svodech platí

$$U_{aVR} = \phi_R - \frac{\phi_L - \phi_F}{2} \quad (4)$$

$$U_{aVL} = \phi_L - \frac{\phi_R - \phi_F}{2} \quad (5)$$

$$U_{aVF} = \phi_F - \frac{\phi_R - \phi_L}{2} \quad (6)$$

Předpona aV vychází z anglického jazyka (augmented voltage) zvětšené napětí.

3.4. Unipolární hrudní svody podle Wilsona

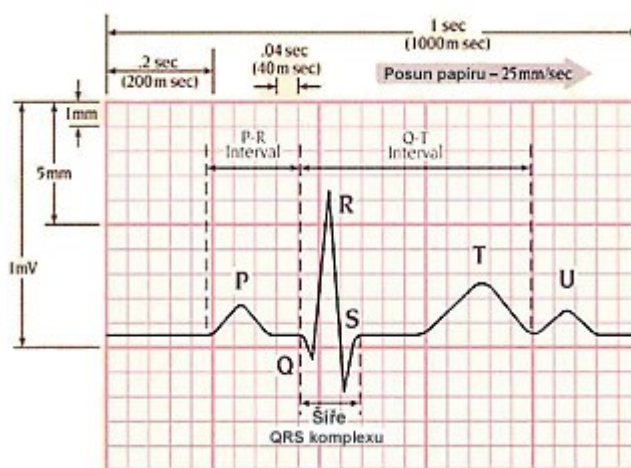
Pomocí šesti hrudních svodů V_1 až V_6 se pohlíží na srdce v transverzální rovině. Unipolární svod sleduje potenciál elektrody vzhledem ke společné referenci. Reference označována jako WCT se

tvorí spojením tří končetinových elektrod přes dostatečně velký odpor. Napětí, které se měří mezi elektrodami na hrudníku a Wilsonovou svorkou se označují U_1 až U_6 . Platí následující vztahy:

$$U_n = V_n - W; (n = 1..6) \quad (7)$$

$$W = \frac{\Phi_R + \Phi_L + \Phi_F}{3} \quad (8)$$

3.5. Popis elektrokardiogramu



Obrázek 4: Popis elektrokardiogramu

Vlna P

Je projevem depolarizace síní. Souběžně probíhajícím stahem síní se generuje vlna P. Vzniká vlivem podráždění šířícího se ze sinoatriálního uzlu skrz myokard síní.

Interval PQ

Jedná se o čas, během něhož elektrický impuls z AV uzlu projde převodním systémem a dochází k depolarizaci svaloviny komor.

Komplex QRS

Znázorňuje postup elektrické aktivace myokardu komor. Odpovídá mu proces depolarizace komor. Jedná se o strmou výchylku. Slovem komplex vyjadřujeme soubor po sobě jdoucích kmitů. Písmeny Q, R, S jsou označovány kmity a to bez ohledu na druh výchylky (pozitivní či negativní). Kmit Q oznamuje počátek depolarizace komor, konkrétně mezikomorového sépta. Kmit S se objevuje spolu s končící depolarizací komor. Jedná se o první kmit, který následuje po kmitu R.

Úsek ST

Jedná se o časový okamžik, kdy jsou všechny části komor depolarizovány a dochází k pomalé repolarizaci. Za normálních okolností úsek ST plynule přechází do vzestupné části vlny T. Tvar tohoto úseku má velký diagnostický význam.

Vlna T

Vlna T následuje po každém komplexu QRS a jedná se o rychlou repolarizaci komor. Polarita vlny T má pozitivní polaritu jako komplex QRS, je tzv. souhlasně orientovaná. Vlna T patří mezi nejnestabilnější části elektrokardiogramu, její změna vůči normálu může být zapříčiněná fyziologickou i patologickou změnou.

Vlna U

Je projevem repolarizace jen některých částí převodního systému. Dosahuje malé amplitudy. Je patrná jen na EKG záznamech jen určitých pacientů. [31], [32]

3.6. Požadavky na měření EKG

Pro diagnostické účely se používá dolní mezní frekvence 0,05 Hz, horní mezní frekvence 100 Hz leží v pásmu výskytu EMG artefaktů. K omezení jejich vlivu je nutné, aby pacient byl při vyšetření v klidu, pokud to nelze deklarovat, z důvodu dlouhodobého monitorování nebo zátěžové vyšetření, používá se horní mezní frekvence 30÷50 Hz.

4. Biopotenciálové elektrody

Pro snímání, zpracování a zaznamenávání elektrických potenciálů živého organismu musí být dostupné vhodné snímače, umožňující připojení k příslušným měřicím přístrojům, takové snímače se nazývají biopotenciálovými elektrodami.

Pro snímání se využívají obvykle vodiče prvního druhu nejčastěji kovy, které vedou proud volnými elektrony. Lidské tělo z hlediska vedení elektrického proudu je vodičem druhého druhu, neboť jeho intracelulární a extracelulární tekutiny vedou proud prostřednictvím volných iontů.

Z pohledu elektrických vlastností jsou biopotenciálové elektrody aktivními snímači, tedy zdrojem elektrické energie. Vlastnosti elektrody zkoumáme v kontaktu s elektrolytem a případně s pokožkou. Při snímání z pokožky se vlastnosti budou značně lišit od situace, kdy snímáme invazivně.

Jednotlivé druhy elektrod používáme podle toho z jaké části těla a tkáně snímáme požadovaný druh signálu.

Dělíme je na

- povrchové
- podpovrchové
- mikroelektrody

Elektrody lze dále dělit podle konstrukčních parametrů

- elektrodový materiál
- mechanické provedení
- použité konstrukční materiály
- povrchová úprava
- přizpůsobení místu snímání a druhu biosignálu pro jehož snímání jsou určeny

4.1. Povrchové elektrody

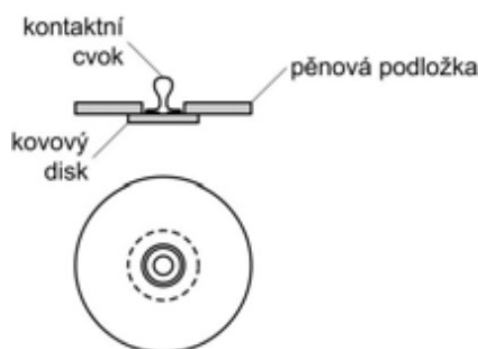
Rozlišujeme několik druhů povrchových elektrod, vhodné pro ambulantní snímání nebo snímání dlouhodobějšího charakteru. Aplikačně se přizpůsobují pro různé druhy snímání biopotenciálů z povrchu pokožky a to v kombinaci s elektrovodivým gelem nebo pastou s obsahem chloridu sodného (NaCl) či draselného (KCl).

4.2. Povrchové elektrody pro snímání EKG

4.2.1. Plošné kovové elektrody

Nazývané také deskové kovové elektrody nebo pouze plošné elektrody. Svými vlastnostmi představuje nejjednodušší formu praktické realizace. Vhodným materiálem pro výrobu je slitina stříbro-nikl (80% Ag, 20% Ni), aplikačně menší elektrody se vyrábějí jako argentchloridové (AgCl).

Malé plošné elektrody tvoří kovový disk opatřený kontaktním cvokem, který umožňuje připojit vodič. Vodič může být k elektrodě fixován natrvalo. Svrchní krytí elektrody realizujeme pomocí plastu nebo pěnového materiálu. Elektrody pro jednorázové použití mají samolepící vrstvu; na kovovém disku je nanесena potřebná vrstva gelu, před samotným použitím strhneme krycí vrstvu tvořenou fólií, chránící spodní povrch doléhající na tělo pacienta. Elektrody pro vícenásobné použití se upevňují na místo snímání pomocí lékařské lepicí pásky.



Obrázek 5: Nákres plošné kovové elektrody [3]

Dalším typem plošných kovových elektrod jsou končetinové EKG elektrody. V minulosti se vyráběly jako jednoduché kovové pásky. Dnes se standardně používají ve formě klipsů, umožňující rychlou aplikaci na tělo pacienta (obrázek 6). Plastový klips je opatřen s vnitřní strany kovovým páskem dostatečně velkým pro dobrý vodivý kontakt s kůží. V ambulantní praxi je tato elektroda nejpoužívanější k záznamu EKG při echokardiografickém vyšetření spolu s balónkovými elektrodami.



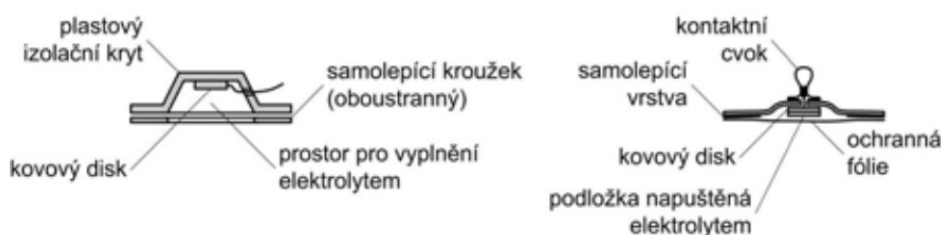
Obrázek 6: Končetinové EKG elektrody ve formě klipsu (vlevo), balónkové hrudní elektrody s gumovou přísavkou (vpravo)

4.2.2. Balónkové elektrody

Snadné a rychlé použití u ambulantních vyšetření a vyšetření v terénu. Používají se jako hrudní elektrody při snímání EKG. Gumový balónek spojený s přísavkou vytváří podtlak potřebný pro dostatečný kontakt s pokožkou. Přísavka může tvořit samotnou elektrodu; v tomto případě je plocha elektrody velká, avšak kontaktní plocha s tělem pacienta mnohem menší. Pro odstranění této nevýhody se kovová přísavka nahrazuje gumovou přísavkou. Uvnitř gumové přísavky je vsazena kovová disková elektroda, nejčastěji argentchloridová. Touto konstrukcí docílíme mnohem lepšího kontaktu s kůží než u elektrody s kovovou přísavkou.

4.2.3. Plovoucí elektrody

Plovoucí elektroda vždy tvoří kovový disk s vrstvou gelu pohybující se s elektrodou, čímž se minimalizuje možnost pohybu nábojové dvouvrstvy na rozhraní elektroda-elektrolyt. Elektrolyt se aplikuje do plastového pouzdra, obklopující kovový disk. Technologie výroby elektrod pro jednorázové použití umožňuje napustit elektrolyt do pružné pěnové podložky přichycené ke kovovému disku elektrody. Elektrody se vyrábějí v provedení Ag / AgCl . Fixace se provádí pomocí oboustranných samolepících kroužků. Použití těchto elektrod představuje způsob omezení výskytu pohybových artefaktů.



Obrázek 7: Plavoucí elektroda bez a s kontaktním [3]

4.2.4. Kapacitní elektrody

Jsou slibnou alternativou vůči konvenčním přilnavým elektrodám používaných v elektrokardiografii. Pokud biologický signál může být monitorován bez vniknutí do komfortního prostoru pacienta, tzn. bez připojení biopotenciálových elektrod na tělo pacienta, významně by se mohla rozšířit zdravotní péče do našeho každodenního života, poskytující mnohem více komfortu, pakliže by se kapacitní elektrody implementovali do oblečení pro každodenní použití. Přičemž dosavadní přímá fixace elektrod na povrch těla omezuje pohodlnější použití EKG během naší každodenní činnosti.

Kapacitní snímání probíhá prostřednictvím kapacitní vazby mezi tělem pacienta a elektrodou. Povrch těla a elektroda může být považováno za příslušné části (desky) kondenzátoru a bioelektrické signály jsou přenášeny přes tento kondenzátor, zatímco standardní EKG měříme na základě vodivé vazby mezi povrchem těla a obvykle Ag/AgCl elektrodou. Kapacitní snímání EKG má určité limity ve vysoké citlivosti na pohybové artefakty. Kapacitní elektrody v přítomnosti stejnosměrného napětí přes vazební kondenzátor (tělo pacienta a elektroda), vytvářejí silné artefakty v měření, jelikož pohyb na rozhraní mezi tělem a elektrodou způsobuje změnu kapacitní vazby.

4.2.5. Základní informace o kapacitní elektrodě

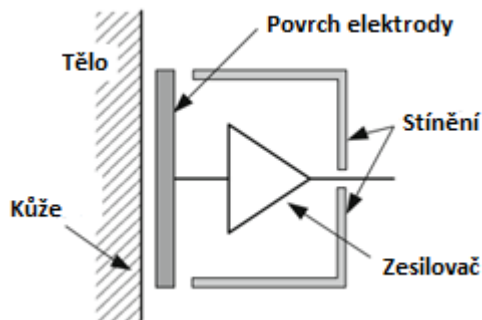
Na rozdíl od konvenčních a typických elektrod jsou kapacitní elektrody vyvinuty k měření bioelektrických signálů za podmínky velmi vysoké impedance mezi kůží a elektrodou (vysoká hodnota odporu, nízká hodnota kapacity). Název kapacitní elektroda se používá k označení suché nebo izolované elektrody. V širším slova smyslu kapacitní elektroda zahrnuje všechny typy suchých a izolovaných elektrod.

Suché elektrody byly vyvinuty pro měření bez gelu a jejich kontaktní plocha bývá z ušlechtilého kovu. Izolované elektrody mají kontaktní oblast potaženou izolačním materiálem, například oxidem kovu, který nepůsobí elektrochemické reakce s lidskou kůží. Obecně platí, že suché elektrody a izolované elektrody mají značný nedostatek signálové kvality než elektrody používající gel pro vodivé spojení.

Harland poskytl první významné studie týkající se kapacitních elektrod [1], [2]. Tento autor oznámil, že za určitých podmínek lze bioelektrický signál zaznamenávat ve vzdálenosti 5 cm od

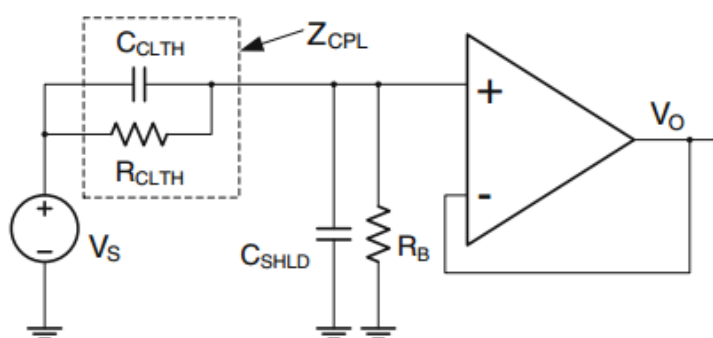
povrchu těla pacienta za použití aktivní elektrody, která v sobě zahrnuje předzesilovač s vysokou vstupní impedancí a stínění okolí zadní strany elektrody.

LIM a kolektiv zkonstruovali EKG měřicí systém používající aktivní elektrody a vodivé uzemnění na tělo pacienta [3]. Tito autoři demonstrovali, že s použitím jejich systému lze EKG monitorovat přes běžně nošené prádlo bez jakéhokoliv přímého kontaktu mezi pokožkou sledovaného člověka a elektrodou. Záznam byl prováděn s člověkem sedícím na židli nebo ležícím na posteli v typickém prostředí každodenního života.



Obrázek 8: Nákres kapacitní elektrody [11]

Základní stavba předzesilovače vloženého za suchou elektrodu není komplexní, naopak bývá poměrně jednoduchá. Kromě centrálního aktivního zařízení (operační zesilovač nebo FET ve formě napěťového zesilovače, sloužící pro impedanční oddělení vstupu) se využívá jediný dodatečný diskrétní element odpor R_B , kterým se stahuje klidový proud do země pro stabilizaci zesilovače.



Obrázek 9: Obvodový model kapacitní elektrody [11]

Kondenzátor C_{SHLD} (obr. 9) neoznačuje diskrétní součástkou, ale rozptylovou kapacitu vytvořenou mezi elektrodou a stíněním.

Kondenzátor C_{CLTH} (obr. 9) vyjadřuje kapacitu vytvořenou mezi kůží a kapacitní elektrodou. Při vyjádření vztahu pro výpočet V_0 by se neměl zanedbat ani odpor oblečení R_{CLTH} mezi kůží a kapacitní elektrodou. Proto vazební impedance Z_{CPL} mezi kůží a elektrodou se reprezentuje jako paralelní zapojení rezistoru a kondenzátoru.

Zisk kapacitní elektrody se reprezentuje rovnicí (1)

$$V_0 = V_S \cdot \frac{R_B + j\omega C_{CLTH} \cdot R_B \cdot R_{CLTH}}{R_B + R_{CLTH} + j\omega R_B \cdot R_{CLTH} (C_{CLTH} + C_{SHLD})} \quad (9)$$

Rovnice (1) ukazuje, že zesílení se určuje poměrem C_{CLTH} a C_{SHLD} ve vyšším frekvenčním rozsahu a C_{CLTH} a R_B v nižším frekvenčním rozsahu. Obr. 3 zobrazuje aktuální zisk kapacitní elektrody přes vrstvu bavlněné tkaniny tloušťky 0,5 mm. Oblast elektrody 15 cm², $R_B = 3 \text{ G}\Omega$, $C_{SHLD} = 20 \text{ pF}$.

Podle rovnice (1) velikost odporu vzorku bavlněné tkaniny na 1 m² může být odhadnuta přibližně na jmenovitou hodnotu 5.5 M Ω při frekvenci 0,1 Hz a kapacitu lze odhadnout na hodnotu 30 nF při frekvenci 400 Hz. Nicméně při pozorování odporu R_{CLTH} a kapacity C_{CLTH} tkaniny se nedosáhlo konstantní hodnoty s frekvencí, dále se lišil odpor tkaniny podle vlhkosti.

Lepšího zisku se dosáhne zvýšením odporu R_B nebo snížením kapacity C_{SHLD} na základě rovnice (1). Nicméně dolní mez rozptylové kapacity se určuje dle plochy elektrody a stíněním. Kromě toho, se v některých případech nemůže zvolit dostatečně velké R_B z návrhových omezení. S danými omezeními na R_B a C_{SHLD} se lze vypořádat zvýšením vstupní impedance elektrody.

[3], [7], [8], [9], [10], [11], [12], [13], [16]

5. Monitorování dle Holtera

Dlouhodobý elektrokardiografický záznam byl vynalezen na počátku 40. let dvacátého století Normanem J. Holterem. Tato metoda prodělala od svého vzniku mohutný vývoj nejen z hlediska miniaturizace, technologie záznamu a vyhodnocení, ale především velkým záběrem uplatnitelnosti v klinické praxi. S rozšířením diagnostických možností Holterovy monitorace se posouvá využití do oblasti prognostické nejen u symptomatických, nýbrž i asymptomatických jedinců. [14]

V dnešní době se dělí na dvě různá monitorování. EKG měření nebo tlakové měření, vzájemně se mohou v jeden čas doplňovat.

5.1. Holterovo EKG

monitorování umožňuje lékaři získat převážně 24 hodinový záznam elektrické aktivity srdeční činnosti v domácím použití.

Při běžném EKG se natáčí 12svodový záznam elektrické aktivity srdce v klidu na lůžku v ordinaci, vyšetření trvá desítky sekund. Pravděpodobnost zachycení občasné poruchy rytmu bývá malá a některé nemoci srdce, například poruchy rytmu, se nemusí projevovat pořád, mohou se náhle objevit a odeznít v různou dobu během dne i noci.

Holterovo EKG obvykle snímá elektrickou aktivitu srdce pomocí dvou nebo tří svodů, kontinuálně v časovém rozsahu jednoho dne nebo v některých případech až týdne, během běžné denní činnosti. Slouží k diagnostice poruch srdečního rytmu (arytmií) a ke sledování účinnosti léčby těchto arytmií (správná medikace navržena lékařem, fyziologické nastavení činnosti kardiostimulátoru). Při této časové délce stoupá pravděpodobnost zaznamenání občasných nepravidelností rytmu nebo námahových ischemií, tzn. nedostatečné prokrvení srdečního svalu (angina pectoris). Holterovo EKG se předepisuje při občasné bušení srdce bez předešlé zvýšené tělesné námahy, náhlé ztráty vědomí, závratích, palpitaci (zvýšeném uvědomování si srdečního rytmu), dušnosti nebo bolesti na hrudi. [14], [16]

5.2. Holterovo tlakové měření

Neinvasivní měření krevního tlaku využívá oscilometrickou metodou. Při každém měření se pacient upozorní zvukovým signálem z přístroje. Pacient uvolní paži, na níž se nachází manžeta a nechá ji po dobu měření v klidu. Měření se provádí automaticky podle programu, v denní dobu většinou po 20 minutách a v noci po 1 hodině.

Tlakové vyšetření dle Holtera měří tlak nezávisle na vědomí pacienta. Toho se využívá k odlišení psychicky podmíněných vyšších hodnot krevního tlaku vyvolaných například stresem z návštěvy lékaře (syndrom bílého pláště) naproti skutečné hypertenzi (vyššího krevního tlaku).

5.3. Technické aspekty

Registrační přístroje – byl zaznamenán rychlý vývoj od magnetických pásek ke kazetám, což vedlo ke zmenšení objemu i hmotnosti. Dnes se výhradně používají přístroje s pevnou pamětí a pamětí typu flash (paměťové média ve formě SD karet). Některé přístroje umožňují plné vytištění symptomatické periody zaznamenané pacientem.

V dnešní době se využívají dva typy záznamů EKG. Jedná se o kontinuální snímání po čas definovaný výrobcem. Druhá nabízená metoda se nazývá intermitentní snímání. Záznam se nahrává v nekonečné smyčce, ukládá se při úmyslné aktivaci pacientem při vzniku symptomu. Přístroj lze naprogramovat tím způsobem, aby se zachycovaly sekvence EKG před vznikem symptomu a po něm.

Z dalších možností se nabízí aktivace Holteru z předem nadefinovaných patologických sekvencí bez zásahu pacienta.

5.4. Vyhodnocovací systémy

5.4.1. Jednoduché čtení

vynalezeno N. J. Holterem. EKG zaznamenané na paměťovém médiu se přehrává na obrazovce osciloskopu 120 - 140krát větší rychlostí, kdy se komorové komplexy překládají přes sebe do jednotlivých vrstev. Pravidelný sinusový rytmus se prezentuje jako komorové komplexy „v zástupu“. Extrasystola se posouvá na jednu stranu (dopředu) a pauza na druhou stranu. Pokud lékař diagnostikuje anomálii, rychlé přehrávání může být zastaveno a EKG křivka se rozvine na obrazovce při obvyklé rychlosti 25 mm/s, umožňující hlubší přezkoumání nálezu. [14], [16]

5.4.2. Poloautomatické vyhodnocování

Zachovává princip zobrazení vyrovnaných komorových komplexu na obrazovce. Během prvního přehrávání se lékařem definuje anomálie. Při dalším přehrávání záznamu se průběh zastaví na každé anomálii podle kritérií, která se definovala při prvním přehrávání (procento předčasnosti, maximální frekvence, délka pauzy, bradykardie, segment ST, artefakty atd.).

Na začátku hodnocení se obvykle vyskytují častá zastavení, po určité době se zastavení omezují pouze na nové anomálie. Při vyhodnocování záznamu má diagnostikující lékař spektrum statistických nástrojů v prostředí, ve kterém se pohybuje. Poloautomatické vyhodnocování se stále hojně využívá. [14], [16]

5.4.3. Automatické vyhodnocování

Je prováděno bez učební fáze. Přístroj nebo softwarové prostředí rozhoduje samo na podkladě superpozičních příkladů (šablon - templates), zdali komplexy vykazují anomálie nebo ne. Všechny typy komplexů považované za patologické se předkládají lékaři k dalšímu posouzení. Automatické

vyhodnocení bez možnosti prověření vypadá lákavě, avšak ne vždy má vyhodnocený záznam vypovídající váhu. Hodnota plně automatického čtení se snižuje s komplikovaností záznamu.

[14], [16]

5.5. Analýza dat

V současné době se ukládá EKG záznam v digitální formě na interní paměť Holteru. Výrobci Holteru ve většině případů rozšiřují paměť o externí paměťová média ve formě SD karet. Pro analýzu dat se EKG záznam stahuje do počítače vybaveného diagnostickým softwarem pomocí USB rozhraní nebo čtečky karet (off-line zpracování). Většina diagnostických programů umožňuje zpracování záznamu dle epizod, tvorby šablon, plného zobrazení stránkování, RR histogramů. Vlastní zpracování dat provádí lékař, s rozšířením automatického vyhodnocování může data vyhodnocovat i vyškolená zdravotní sestra. Po zpracování dat poskytne program kvalitativní i kvantitativní informace o srdeční frekvenci, extrasystolách, tachykardii, bradykardii, změnách ST segmentu, QT intervalu nebo změnách RR intervalu v závislosti na čase. [14], [16]

5.6. Holterovský EKG záznam a kardiostimulátor

Na přelomu milénia zaznamenaly kardiostimulátory mohutný technický rozvoj, jenž spočívá především v široké škále dostupných programů. Pro správné interpretování holterovského záznamu, se předpokládá znalost toho, o jaký typ implantovaného kardiostimulátoru se jedná, způsobu stimulace a stávajícího programu.

Každý jedinec s implantovaným kardiostimulátorem nosí kartu pojednávající o jeho daném typu kardiostimulátoru s uvedenou charakteristikou a současným programem.

Osoba zodpovědná za implantaci kardiostimulátoru zaznamenává do karty nejdůležitější údaje pro interpretaci.

Typ kardiostimulátoru

- Způsob stimulace (AAI, VVI, DDD, VDD, DVI, DDI)
- Polaritu stimulace (unipolární nebo bipolární)
- Přítomnost frekvenčně reagující stimulace (rateresponsive)
- Minimální a maximální frekvenci stimulace kardiostimulátoru DDD nebo VDD
- Přítomnost různých algoritmů

Většina současných kardiostimulátorů má funkci počítání komplexů stimulovaných nebo spontánních. Jejich vyhodnocení se může získat při kontrole kardiostimulátoru. Výsledky v podobě histogramu s vyjádřením procentuálního zastoupení jednotlivých odchylek poskytují užitečné informace o funkci kardiostimulátoru a o přítomnosti arytmií. Jedná se však o registraci nitrodutinových síňových nebo komorových potenciálů, a nikoli o registraci z povrchu těla. Hodnocení

výsledku načtených z kardiostimulátoru může být cenou pomůckou při hodnocení holterovského záznamu.

Interpretace holterovského záznamu EKG u osoby s kardiostimulátorem musí především odpovědět na tři základní otázky

- Porucha stimulace (failure to pace)
- Porucha odpovědi (failure to capture)
- Porucha signálu (failure to sense)

Pacemakerový impuls chybí v době dané periodou stimulace od posledního stimulovaného nebo spontánního komplexu. Vzniká tím pauza delší než perioda stimulační, ale zachovává násobek periody. Tento stav nasvědčuje elektronické poruše ve vytváření impulsů.

Porucha odpovědi na impuls kardiostimulátoru (failure to capture)

Ukazuje na přítomnost impulsu mimo refrakterní periodu bez odpovědi. Energie impulsu není dostačující pro stimulaci nebo elektroda ztratila kontakt s myokardem dutiny. I v případě intermitentní poruchy se jedná o poruchu závažnou, neboť stimulace není zajištěna.

Porucha signálu (failure to sense)

Stimulace na požádání musí zachytit spontánní elektrickou aktivitu v dané dutině. Porucha této funkce se projevuje dvěma způsoby:

Kardiostimulátor není schopen zachytit elektrický signál potenciál vzniklý spontánní aktivitou, v tomto případě se kardiostimulátor aktivuje a vydá impuls v intervalu daném jeho stimulační periodou, nebere ohled na spontánní aktivitu. Vzniká tzv. fixní činnost (undersensing)

Kardiostimulátor zachytí srdeční nekomfortní elektrický potenciál (např. vlnu T) nebo potenciál mimosrdeční (např. potenciál kontrakce periferního svalstva), vyhodnocuje jej jako spontánní srdeční aktivitu a opakuje se na základě zachycení tohoto falešného signálu (oversensing). V případě snímání mimosrdečního potenciálu může docházet k různě dlouhé pauze bez srdeční aktivity. Tato pauza nepředstavuje násobek stimulační periody. Oversensing nemusí být projevem biopotenciálu, vzniká i vlivem elektrické interference zařízení působícího v okolí osoby s implantovaným kardiostimulátorem. [14], [16]

5.7. Technická řešení na trhu

5.7.1. Firma BTL

Založena v roce 1993 v Praze, dnes zastoupena v 51 zemích světa, zabývající se vývojem, výrobou, prodejem a servisem širokého spektra zdravotnických přístrojů.

Firma BTL nabízí v dnešní době produktovou řadu Holterů s názvem BTL-08 H100, BTL-08 H300, BTL-08 H600

Všechny modelové typy mají LCD obrazovky s rozlišením 128x64 bodů, jako paměťové medium slouží 2 GB SD karta, dynamický rozsah pro zpracování signálu ± 60 mV, 16ti bitový A/D převodník, digitální rozlišení signálu 1,8 μ V, vzorkovací frekvence A/D převodníku 2000 Hz, frekvenční rozsah 0,05 - 150 Hz, maximální elektrodový potenciál ± 400 mV, potlačení součtového signálu >100dB

Rozměry 102 x 62 x 24 mm, váha 138 g, napájení 2xAA baterie, čas záznamu 1-7 dnů, ovládání pomocí pěti funkčních tlačítek. Podléhá normě IEC 601-1, 601-1-2, 601-2-25, 601-2-47

U nejvyšší řady H600 se nabízí možnost monitorování denních aktivit, jako fyzická námaha či spánkový režim, pomocí vestavěných čidel pohybu (akcelerometrů) a porovnávat s EKG. EKG signál se zobrazuje u všech modelů na vestavěném displeji, pacient snadno může zkontrolovat kvalitu signálu, aniž by byl připojen k PC.

Tabulka 1: Porovnání produktové řady fy BTL

	BTL-08 H100	BTL-08 H300	BTL-08 H600
počet svodů	3	3,7	3,7,12
počet elektrod na patientském kabelu	4	4	4,10
datový přenos	USB, SD karta	bezdrátový, USB, SD karta	bezdrátový, USB, SD karta
Víceúrovňový vzor	x	x	x
Rozdělení vzorů			x
Analýza rytmu	x	x	x
Detekce pacemakeru		x	x
Detekce/analýza pacemakeru			x
HRV	x	x	x
HRV plus		x	x
ST	x	x	x
ST plus			x
QT QTc		x	x
PQ			x
Monitorování denní aktivity			x
Export xml			x



Obrázek 10: Holter BTL-08 [15]

5.7.2. Firma Braemar

Firma Braemar nabízí v dnešní době produktovou řadu Holterů s názvem DL800, DL900, DL1200. Všechny modelové typy mají LCD obrazovky, výrobce nespecifikuje s jakým rozlišením. Paměťové médium tvoří SD karta, vzorkovací frekvence A/D 128 – 1024 Hz, frekvenční rozsah 0,05 – 60 Hz, volitelná detekce pacemakeru, ovládání Holteru pomocí pěti funkčních tlačítek. [14], [15], [16], [17]

Tabulka 2: Porovnání produktové řady fy Braemar

	DL800	DL900	DL1200
počet svodů	2,3	3	2,3,8,9
počet elektrod na patientském kabelu	5,7	5,7	5,7,10
A/D převodník [bit]	8,10	8,10	8,10,12
kapacita paměti	64 - 512 MB	≤ 1GB	≤ 1GB
čas záznamu	≤ 3 dny	≤ 7 dní	≤ 2 dny
rozměry [mm]	70 x 95 x 20	61 x 61 x 17	70 x 95 x 20
váha s baterií [g]	112	56	112



Obrázek 11: Holtery DL800, DL900, DL1200 zleva doprava [17]

6. EKG pro domácí použití

Vzhledem k tomu, že tradiční systémy zdravotní péče se snaží vyrovnat se zvyšující se poptávkou a rostoucími náklady, byly mnohé rozvinuté země nuceny hledat nové metody zdravotnické péče. Mobilní výpočetní technika a medicínská sensorika nabízí nové paradigma pro zdravotnictví, a sice vzdálenou zdravotní péči, která může snížit náklady a zlepšit kvalitu zdravotnických služeb. Aplikace mohou být dlouhodobé, vhodné pro pacienty s chronickým onemocněním, asistenční technologie pro starší osoby, vyhodnocení rizik pro rehabilitující osoby, koučování životního stylu pro lidi, kteří chtějí změnit nezdravé životní návyky, a sledování sportovců při plnění tréninkových plánů. Pro vzdálený zdravotní systém je nutné dodržet podmínku správné autentizace pacienta, tj. zjistit, zda snímané biosignály patří náležité osobě, aby zdravotničtí pracovníci mohli poskytnout vhodné zdravotnické služby a nemohlo dojít k špatné diagnóze. [41], [42]

6.1. Národní dohledové centrum

Národní dohledové centrum patří pod Ústav vývoje a klinických aplikací. Ústav byl založen v roce 2015, jako nezisková organizace. Tato organizace poskytuje ucelenou škálu zdravotnických služeb na základě telemedicínských aplikací. Snaží se napodobit zaběhnutý trend z USA a mnoha evropských států, kde se telemedicína díky rychle stárnoucí populaci a nárůstu chronických onemocnění výrazně rozšiřuje.

V současné době Národní dohledové centrum nabízí v rámci monitorování srdeční činnosti jednosvodové či třísvodové EKG včetně záznamu pohybu. Naměřená data u klienta se přenášejí a vyhodnocují v reálném čase s relativně malým zpožděním 10 až 15 s.

Vzdálené monitorování zprostředkovává lékaři co možná nejvíce aktuální informace o fyziologických funkcích pacienta. Pravidelné měření vitálních hodnot a jejich vyhodnocení, lékaři umožní reagovat na změny zdravotního stavu klienta, např. lékař může pružně upravit medikaci, stanovit přesnější diagnózu, včas zareagovat na zhoršení či zlepšení zdravotního stavu klienta. Tímto lze častokrát předcházet i zbytečné opakované hospitalizaci.

Minimální nároky na intervence ze strany lékaře se zajišťují jednak samotnými funkcemi (informování lékaře jen v případě překročení nastavených limitních hodnot, eventuální zachycení incidentů). Dále se lékaři ulehčuje práce nepřetržitým provozem dohledového centra, které zajišťuje technickou podporu pacientovi, vyhodnocuje přenesené záznamy, komunikuje s pacientem, dohlíží na dodržování plánu měření ze strany pacienta.

Pro všechny své pacienty a všechna měření má lékař jen jeden zabezpečený přístup do aplikace, ve které může dohlížet a vyhodnocovat naměřená data nebo posílat pacientovi zprávy. Po ukončení monitorování dostává lékař závěrečnou zprávu s historií měření pro založení do karty pacienta. [26], [27]

6.2. VitalJacket

Tento projekt započal v roce 2002 na portugalské univerzitě Aveiro s prototypem vesty schopné měřit několik vitálních funkcí. Od té doby VitalJacket dospěl k jednoduše nositelnému tričku s monitorováním EKG.

VitalJacket zahrnuje malou (6x38x16 mm) lehkou (50g) krabičku sloužící jako nahrávací zařízení. Tato krabička se jednoduše umístí do kapsy uvnitř trička, kde je vyvedený kabel pro připojení jednotlivých svodů. Rekordér indikuje jednoduše viditelný barevný kód, který umožňuje snadnou interpretaci nastavené funkcionality, například indikace režimu detekce události pacientem (tlak na hrudi, nepravidelné bušení srdce). Zařízení podporuje nahrávání EKG na SD kartu nebo se může realizovat přenos dat v reálném čase přes Bluetooth. Záznamové zařízení má zabudovaný akcelerometr, který monitoruje intenzitu pohybu na stupnici 0 až 4, což umožňuje lékaři stanovit korelaci mezi případnou patologií v elektrokardiogramu a zmiňovanou intenzitou pohybu. Obrázek 12 znázorňuje standardně dodávané vybavení.

Další technické informace frekvenční rozsah 0,03 ÷ 150 Hz, vzorkovací frekvence na kanál 500 Hz, 10 bitový A/D převodník na každém kanálu. [40], [42]

6.2.1. VitalJacket a konfigurace svodů

EKG s jedním svodem se používá v rámci kardiorehabilitace nebo monitorování srdeční činnosti při rehabilitačním cvičení. V tomto režimu vydrží zařízení na baterii až 5 dní. VitalJacket s pěti svody se používá při srdečním screeningu u pacientů s arytmií. Systém s pěti svody umožňuje lékaři provedení přesnějšího hodnocení srdeční činnosti. V tomto režimu vydrží zařízení na baterii až tři dny. Pro snímání elektrických potenciálů z těla pacienta se využívá plavoucích elektrod, které se umístí přibližně na předem definované místo, dále se plavoucí elektrody připojují k vyčuhujícímu kabelu s tím, že kabel jde z trička lehce povytáhnout. Tento systém zamezuje vytržení kabelu nebo elektrody a umožňuje snadný pohyb i při sportovních aktivitách. [40]

6.2.2. VitalJacket a vyhodnocení EKG

Signál EKG se automaticky vyhodnocuje a analyzuje pomocí programu VJ Holter Pro. Komplexy QRS se identifikují a oddělují pomocí třídy a morfologie. Program zobrazuje výsledky v přehledných seznamech, tabulkách a histogramech, které umožňují rychlou vizualizaci nejdůležitějších událostí. Všechny výsledky z automatické analýzy mohou být případně upraveny podle třídy nebo individuálně. Výsledky, zprávy a parametry analýzy lze nakonfigurovat pro každého pacienta zvlášť.

Pro skupinové sledování slouží program VJ Rehab. Tento program se specializuje na monitorování předepsaného cvičení u pacientů s kardiální a fyzickou rehabilitací. Pomocí této platformy se může sledovat až 21 pacientů. Systém postupně vyhodnocuje předepsaný rehabilitační a cvičební plán v závislosti na čase. [40]



Obrázek 12: VitalJacket tričko, elektroda, záznamové zařízení, nabíječka [40]

6.3. Hexoskin

V nynější době produkt využívaný čtyřmi kosmickými agenturami, třemi vojenskými organizacemi a profesionálními sportovními týmy na celém světě. Tento ucelený systém nachází uplatnění při sledování biometrických dat u astronautů, elitních vojáků i profesionálních sportovců.



Obrázek 13: Hexoskin triko se zabudovanými senzory, upraveno podle [19]

Hexoskin umožňuje ucelené vyhodnocení biotelemetrických dat, podle kterých lze adekvátně reagovat na tělesnou zátěž během vykonávané pracovní, sportovní činnosti.

U záchranných sborů a ozbrojených složek může hexoskin predikovat ohrožení na životě způsobené působením nevládných podmínek. Např. monitorování životních funkcí hasičů v hořícím domě nebo zranění policisty při ozbrojeném konfliktu s pachatelem trestné činnosti.

Hexoskin najde uplatnění v domácí péči, při každodenním zcela běžném fungování člověka v produktivním věku, který se chce dozvědět aktuální údaje o funkci svého organismu, nebo člověka v důchodovém věku, jenž je závislý na včasné pomoci ošetřujícího pracovníka či rodiny.

Hexoskin si nachází pevné místo u vrcholových i rekreačních sportovců. Při použití hexoskinu si může sportovec lépe zvolit vhodné rozložení sil v tréninkové jednotce. V neposlední řadě může hexoskin přispět ke zvýšení tělesné zdatnosti sportovce v delším časovém horizontu na základě kontroly naměřených dat vůči předem danému tréninkovému plánu.

Hexoskin se skládá z balíčku jednotlivých produktů:

- Hexoskin – chytré triko
- Hexoskin zařízení – záznamové zařízení s bluetooth modulem
- Hexoskin aplikace – iOS a android aplikace k sledování a záznamu výkonu
- Hexoskin USB kabel – slouží k nabíjení zařízení a ke stahování dat

Hexoskin chytré triko je odolné proti vodě a lze prát v pračce při zachování všech zabudovaných senzorů. Pokud tělo vytváří nadměrné množství potu při cvičení, nic se neděje. Triko zajišťuje trvalé proudění vzduchu kolem těla a tím dobrý odvod potu z povrchu pokožky. [17]

Tabulka 3: parametry snímání (srdeční aktivita, dech, pohyb) [20]

snímání srdeční aktivity	snímání dechu	snímání pohybu
EKG (1 svod, vzorkovací f: 256 Hz), 12 bitové rozlišení	dýchání (dva kanály, vzorkovací f: 128 Hz)	akcelerometr (3 kanály, 64 Hz, +/- 16g rozsah, 0,004g rozlišení)
srdeční tep: 30-220, vzorkovací f: 1 Hz	dechová frekvence: 3-80 BPM, vzorkovací f: 1 Hz	
QRS detekce: 4 ms rozlišení	dechový objem (poslední nádech), 80ml - 10l, 1Hz	úroveň aktivity 1 Hz (0,004g rozlišení, citlivost > 0,027g)
RR interval: 4 ms rozlišení	minutová ventilace, 2-150 L/min, 1Hz	krok 1 Hz (30-240 SPM)
HRV analýza	8 ms rozlišení mezi nádechem a výdechem	odhad energetického výdeje (kcal)
detekce odpojení	detekce odpojení	
detekce šumu 50-60 Hz	detekce šumu	
detekce saturovaného EKG signálu	základní změna detekce	
detekce pohybových artefaktů		
spolehlivá detekce RR intervalu		

7. Normy v elektrokardiografii

Záznamový přístroj nošený pacientem nebo na něm uložený, včetně připojených elektrod a kabelů pro záznam, nebo záznam a analýzu akčních srdečních potenciálů se popisuje normou ČSN EN 60601-2-47 viz. níže. Tato kapitola obsahuje pro doplnění i další normy týkající se elektrokardiografů.

7.1. ČSN EN 60601-2-47, Zvláštní požadavky na bezpečnost a základní vlastnosti ambulantních elektrokardiografických systémů

Tato zvláštní norma stanovuje požadavky na bezpečnost ambulantních elektrokardiografických systémů.

Do rozsahu platnosti této normy náleží systémy následujících typů:

Systémy, které dovolují kontinuální záznam a kontinuální analýzu EKG a umožňují opakovanou analýzu, která poskytuje v podstatě podobné výsledky. Tyto systémy mohou EKG nejprve zaznamenat a uložit a analyzovat jej později na samostatném zařízení, nebo mohou EKG zaznamenávat a analyzovat současně. Typ záznamového média není z hlediska této normy důležitý.

Systémy, které dovolují kontinuální analýzu a pouze částečný nebo omezený záznam, neumožňující úplnou opakovanou analýzu tohoto EKG. Hlediska bezpečnosti podle této normy platí pro všechny typy systémů, které spadají do jedné z nahoře uvedených kategorií.

Umožňuje-li ambulantní elektrokardiografický systém automatickou analýzu EKG, platí pro vlastnosti rozměřování a analýzy určité minimální požadavky. Do rozsahu platnosti této normy nenáleží přístroje, pro které platí IEC 60601-2-25 a IEC 60601-2-27.

Tato norma neplatí pro systémy, které záznam a analýzu EKG neprovádějí kontinuálně (například „záznamníky občasných událostí“). [21]

7.2. ČSN EN 60601-2-25, Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost elektrokardiografů

platí pro základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost elektrokardiografů. Do jejího rozsahu platnosti je nyní zahrnut i obsah normy ČSN EN 60601-2-51 Zdravotnické elektrické přístroje - Část 2-51: Zvláštní požadavky na bezpečnost a základní vlastnosti záznamových a analyzačních jednobáňových a vícebáňových elektrokardiografů. Norma platí pro základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost elektrokardiografů, určených samostatně nebo jako část zdravotnického elektrického systému k tvorbě záznamů EKG pro diagnostické účely. Spadají sem například přímo píšící elektrokardiografy i jiné přístroje, které vytvářejí záznamy EKG pro diagnostické účely (např. patientské monitory, defibrilátory, prostředky pro zátěžové testy), elektrokardiografy s displejem vzdáleným od pacienta (např. prostřednictvím telefonní linky, sítě nebo paměťového média, s výjimkou přenosových prostředků).

Do rozsahu platnosti normy však nespádají části přístrojů, které pořizují vektorkardiografické smyčky, nebo ambulantní (holter) elektrokardiografy a kardiomonytory, které nejsou určené pro získávání záznamů EKG pro diagnostické účely. Této normě musí vyhovovat také přístroje určené k použití za extrémních nebo nekontrolovatelných environmentálních podmínek mimo nemocniční prostředí nebo ordinaci lékaře, jako jsou ambulance a vzdušná přeprava. Pro tato prostředí použití mohou pro přístroje platit další normy. [22], [23]

7.3. ČSN EN 60601-2-27, Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost elektrokardiografických monitorovacích přístrojů

Tato zvláštní norma platí pro zdravotnické elektrické přístroje používané v nemocničním prostředí, stejně jako při použití vně nemocničního prostředí, například v ambulancích a při vzdušné dopravě. Tato zvláštní norma platí rovněž pro telemetrické EKG systémy používané v nemocničním prostředí. Přístroje určené k použití za mimořádných nebo nekontrolovaných podmínek prostředí vně nemocničního prostředí, například v ambulancích a při vzdušné dopravě, musí tuto zvláštní normu splňovat. Pro použití přístrojů v takových prostředích mohou platit další normy.

Tato norma neplatí pro elektrokardiografické monitory určené pro domácí použití. Výrobci by však měli podle jejich určeného použití vzít příslušné články této normy v úvahu. Ambulantní monitory (holter), fetální monitory srdečního rytmu, přístroje pro pulzní pletyzmografii a další záznamové EKG přístroje do rozsahu platnosti této zvláštní normy nespádají. [24], [25]

8. Návrh vlastního HW řešení

Od počátečního návrhu se kladl důraz na modularitu celého řešení. Modularita je zamýšlená v rozdělení jednotlivých funkčních bloků na tři desky plošných spojů. Pro jasnou představu jsou funkční bloky znázorněny na obrázku 14, 16. V prvotní fázi se definovali požadavky na velikost a funkčnost celého návrhu. Tím, že EKG pro domácí použití se zamýšlí jako nositelná elektronika, bylo nutné celý systém co nejvíce miniaturizovat. Půdorys navrhované elektroniky se velikostně stanovil na 4 x 6 cm, s tím, že v konečné aplikaci se desky plošných spojů zaimplementují šuplíkovým způsobem do krabičky. Všechny desky plošných spojů a Li-ion baterie budou ležet ve třech vrstvách nad sebou v jednotlivých šuplících krabičky. Aby tento způsob aplikace byl schůdný, je nutné navrhnout k celé elektronice krabičku na míru. V dnešní době s rozmachem 3D tisku se realizace takovéto krabičky stává běžnou rutinou.

8.1. Úvaha nad specifikací a nutným vybavením pro vývoj

Specifikace účelu

- Malá velikost zařízení, přenositelnost, jednoduché ovládání, bateriové napájení, jednotlivé periferie, počet svodů, měření tepové frekvence

Požadavky na fyzický výrobek

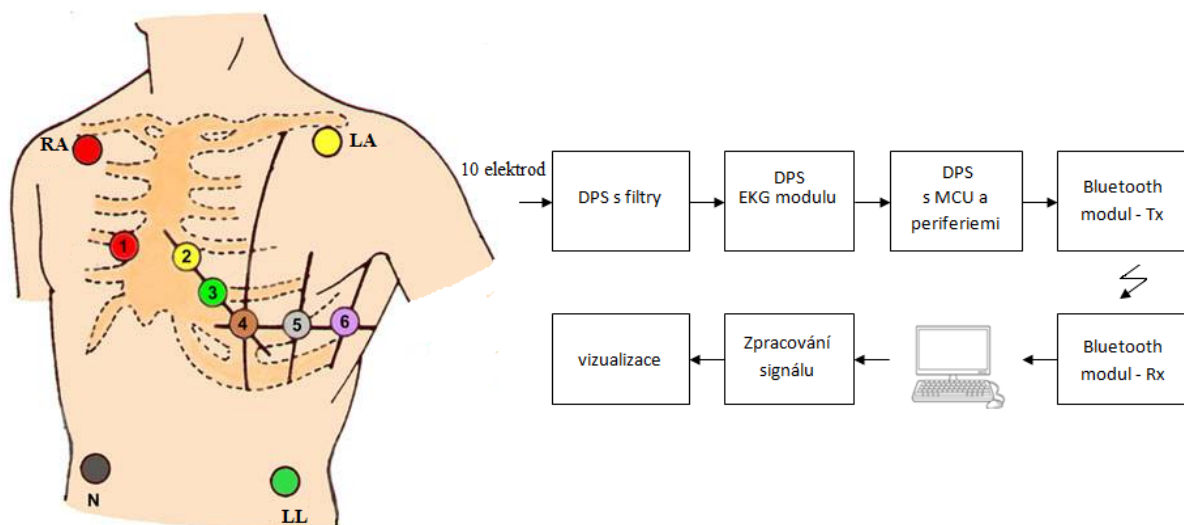
- Vytvoření jednotlivých DPS (EKG modul čtyři vrstvy, hlavní DPS s periferiemi šest vrstev, DPS s filtry dvě vrstvy), pro vysokou hustotu spojů a velkou míru integrace nutnost poptání u externího výrobce
- Osazení součástek s BGA pouzdry u externí firmy
- Rentgenová kontrola BGA pouzder u externí firmy
- Vyalokování 3D tiskárny (škola, firma)

HW a SW používaný při návrhu

- Eagle, Altium Designer, Kinetis design studio, Gerber Logix, MS Office, LabVIEW, Sublime text 3, Termite, Hercules, Autodesk Inventor, Logic, Prusa 3D - slicer

Vybavení pro vývoj

- Laboratorní zdroj KORAD 3003D DC, digitální osciloskop DS1054Z čtyř kanálový, logický analyzátor Saleae osmi kanálový, pájecí stanice NET 898D+, Segger J-link debugger, Kinetis K70 120 MHz Tower System



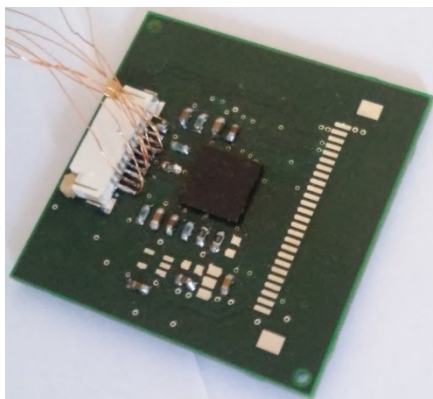
Obrázek 14: Návrh vlastního funkčního řešení

8.2. EKG modul – ADS1298R

Najde využití v lékařských přístrojích, jako například EKG, EMG, BIS, EAP EEG. ADS1298 má flexibilní vstupní multiplexer (mux) na každém kanálu, který může být nezávisle připojen k interně generovanému signálu pro testování, měření teploty nebo detekci odpojení elektrod. Navíc každá konfigurace vstupních kanálů může být vztažena k výstupnímu signálu řídící elektrody na pravé noze. ADS1298 dokáže vyvinout vzorkovací frekvenci až 32 kSPS, to dovoluje implementaci softwarového řešení pro detekci kardiostimulátoru. Tři integrované zesilovače generují centrální Wilsonovu svorku a Goldbergovu centrální svorku požadovanou pro 12svodové EKG. ADS1298 ve verzi R má plně integrované měření respirace pomocí impedanční metody. Vícenásobné použití ADS1298 je v jedné aplikaci umožněno pomocí kaskádního zapojení, tento typ zapojení slouží pro aplikace, kde je 12svodové EKG nedostačující. [28], [29]

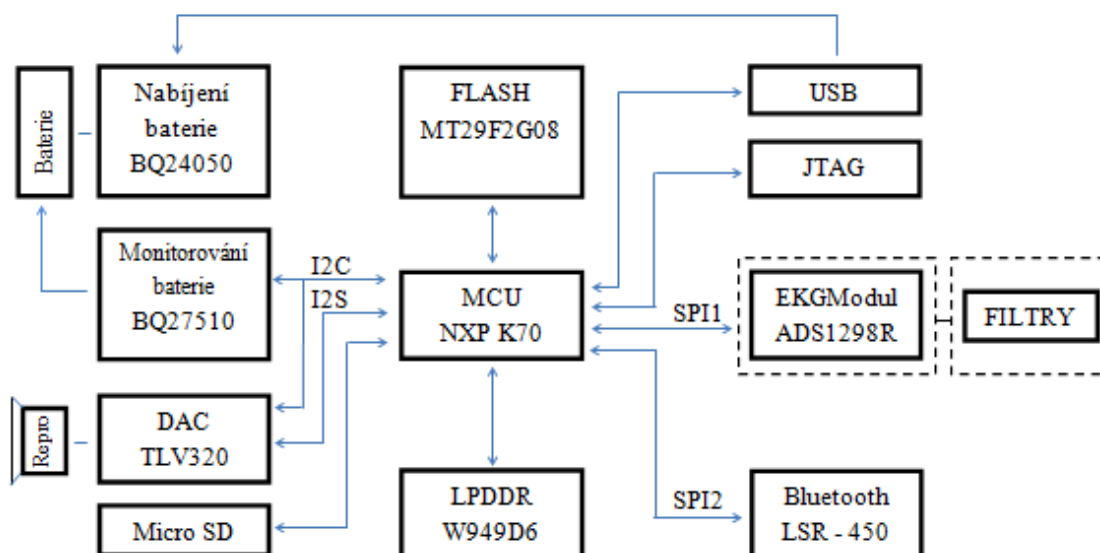
Další vlastnosti

- 8 nízkošumových programovatelných zesilovačů
- 8 AD převodníku s vysokým rozlišením 24 bitů
- Spotřeba pouze 0,75 mW / kanál
- Programové zesílení 1, 2, 3, 4, 6, 8, 12
- V souladu s normami AAMI EC11, EC13, IEC60601-1, IEC60601-2-27, IEC60601-2-51



Obrázek 15: Vyhotovený EKG modul s ADS1298R

8.3. Blokové schéma modulárního systému pro měření EKG



Obrázek 16: Blokové schéma modulárního systému pro měření EKG

8.4. Napájení

ADS1298R vyžaduje pro svou funkčnost jisté napětíové rozmezí, navíc se dělí na analogovou a digitální větev. Nominální hodnota analogového napětí podle specifikace činí 3V pro unipolární napájení. Napětí na digitální větvi dle specifikace musí být menší 3,6V, z praktických důvodů bylo zvoleno také napájecí napětí 3V, jak pro analogovou, tak digitální větev. Při schematickém návrhu se tyto napájecí větve ovšem musely oddělit, z důvodů přenášení interference z digitální do analogové větve. ADS1298R pracuje s vysoce přesným vzorkováním vstupních analogových kanálů, pro udržení této přesnosti a nezanášení chyb do měření se musí volit precizní lineární regulátor.

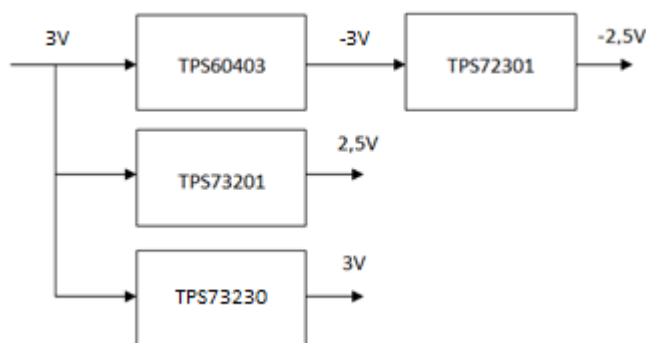
Firma Texas Instruments pro vytvoření precizního napájecího napětí dodává celou řadu lineárních regulátorů. Na základě svých parametrů byl do návrhu zapracován lineární regulátor TPS73230 s pevným výstupním napětím 3V. Mezi důležité parametry patří: [30]

- Nízký šum $30\mu V_{RMS}$
- Počáteční nepřesnost 0,5%
- Celková nepřesnost 1% (při zatížení nebo zahřátí)
- Klidový proudový odběr $I_Q < 1\mu A$ při vypnutém stavu

Napájení také souvisí s izolací měřeného elektrokardiogramu. ADS1298R tvoří izolaci s virtuální nulou, vzniklou ze vztahu 10, po dosazení $V_{DD} = 3V$ a $V_{SS} = 0$ (GND) vychází $U_{CM} = 1,5V$.

$$U_{CM} = (V_{DD} - V_{SS})/2 \quad (10)$$

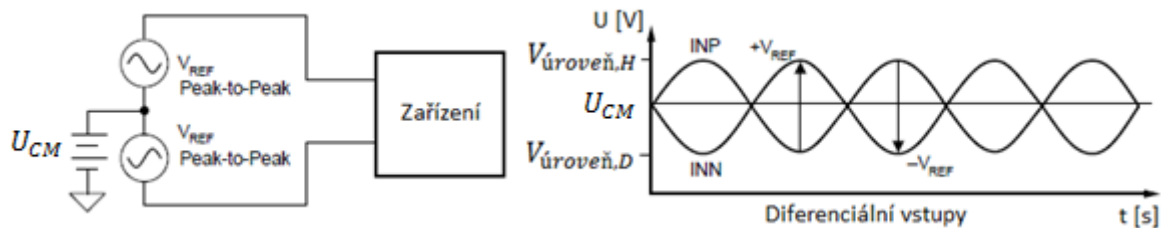
Lze vytvořit i reálnou napěťovou nulu pomocí bipolárního napájení. Při této realizaci je nutné využití dalších obvodů a to napěťového invertoru a dvou lineárních regulátorů. Vytvoření těchto napájecích větví je blokově znázorněno na obrázku 17. Při tvorbě desky plošných spojů EKG modulu se počítalo se všemi uvedenými možnostmi napájení. Pro aplikaci se může volit napájecí napětí jednoduchým přemostěním na desce plošných spojů.



Obrázek 17: Možné nastavení unipolárního nebo bipolárního napětí pro EKG modul

8.5. Analogové vstupy ADS129x

Analogové vstupy ADS129x jsou diferenciální. Za předpokladu vstupního zesílení rovnajícího se jedné může diferenciální vstup (INP-INN) nabývat rozpětí mezi $V_{úroveň, H}$ a $V_{úroveň, D}$. Absolutní rozsah pro INP a INN musí být $AV_{SS}-0,3 V$ a $AV_{DD}+0,3 V$. Tabulka 5 vysvětluje korelaci mezi analogovým vstupem a digitálním kvantováním, jak ukazuje obrázek 18.



Obrázek 18: Zobrazení diferenciálního vstupu

Pro určení rozsahu mezi $V_{\text{úroveň,H}}$ a $V_{\text{úroveň,D}}$ se vychází ze vztahu 11, 12 kde dopočítaná hodnota U_{CM} je rovna 1,5V. Dále se vychází z napětí V_{ref} . Hodnota napětí V_{ref} se rovná 2,4V a určuje se v konfiguračním registru č. 3. Výsledná hodnota rozsahu je dána rozdílem mezi $V_{\text{úroveň,H}}$ a $V_{\text{úroveň,D}}$ a rovná se 2,4 V, kdy $V_{\text{úroveň,H}} = 2,7 \text{ V}$, $V_{\text{úroveň,D}} = 0,3 \text{ V}$.

$$V_{\text{úroveň,H}} = U_{CM} + \frac{1}{2}V_{ref} \quad (11)$$

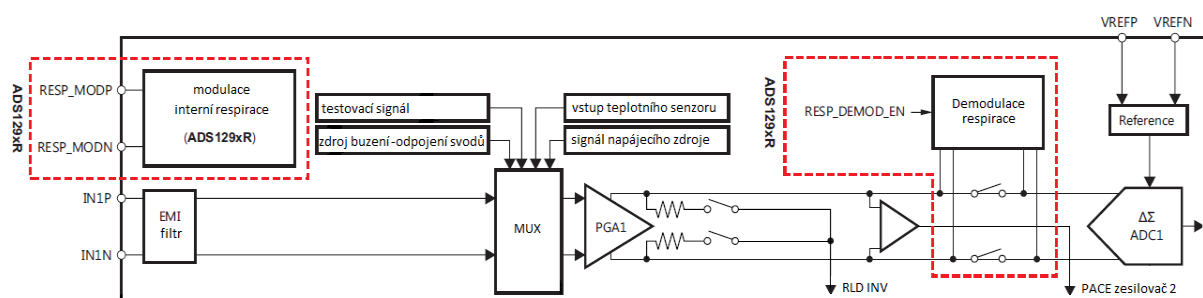
$$V_{\text{úroveň,D}} = U_{CM} - \frac{1}{2}V_{ref} \quad (12)$$

Úplný napětový rozsah vzorkování je dán podle vztahu 13, pokud je Gain roven 1 a za V_{ref} se dosadí 2,4 V, úplný napětový rozsah V_{rozsah} se rovná 4,8 V.

$$V_{\text{rozsah}} = \frac{\pm V_{ref}}{\text{Gain}} = \frac{2 \cdot V_{ref}}{\text{Gain}} \quad (13)$$

Podle vztahu 14 se dopočítává saturace diferenciálního vstupu, která nesmí být větší 2,4 V, za předpokladu, že $\text{Gain} = 1$, $V_{ref} = 2,4 \text{ V}$, $V_{\text{úroveň,H}} = 2,7 \text{ V}$, $V_{\text{úroveň,D}} = 0,3 \text{ V}$.

$$\text{MAX}(V_{\text{úroveň,H}} - V_{\text{úroveň,D}}) < \frac{V_{ref}}{\text{Gain}} \quad (14)$$



Obrázek 19: Měřicí řetězec ADS129xR

8.6. Nastavení registrů

K nastavení interních registrů ADS1298R poslouží tzv. mapa registrů, která obsahuje všechny možné konfigurace sloužící k dosažení patřičné funkcionality navrhované aplikace. Registry se

nacházejí celkově na 26 adresách (hexadecimálně 00h až 19h), každá adresa má 8 nastavitelných bitů. U ADS1298 se dělí přehledová mapa registrů na

- Globální nastavení
- Specifické nastavení měřících kanálů
- Status lead off registrů (pouze pro čtení)
- GPIO a další registry

8.6.1. Globální nastavení

Tato část mapy registrů se dá najít adrese 00h až 04h. Slouží pro obecné nastavení funkcionality, jako je proudový režim, možnost nadefinování jednotného nebo kaskádního zapojení více integrovaných obvodů ADS. Zde se nachází nepostradatelná konfigurace rychlosti vzorkování (minimum 250 vzorků za sekundu až 32 tisíc vzorků za sekundu). Můžeme zde najít i registr, který slouží pouze pro čtení továrních dat (např. údaje o verzi ADS integrovaného obvodu).

Pro správnou interpretaci naměřeného a vizualizovaného EKG poslouží kalibrační signál. Pro získání měřítka v horizontální a vertikální rovině a pro správnou interpretaci naměřeného EKG je možné před samotným měřením nasnímat obdélníkový kalibrační signál, který se nachází vždy na začátku elektrokardiogramu. Tento kalibrační signál má obdélníkový tvar a slouží jako měřítko v horizontální a vertikální rovině. Ke kompletnímu nastavení kalibračního signálu poslouží registr s adresou 02h.

Amplituda testovacího signálu je dána vztahem 15, $V_{REFP} = 2,4V$ (interně tvořená reference), $V_{REFN} = 0V$. Po dosazení a výpočtu se maximální hodnota amplitudy rovná 1 mV.

$$TEST_{SIG,AMP} = 1 \cdot (-(V_{REFP} - V_{REFN}))/2400V \quad (15)$$

Frekvence testovacího signálu lze volit mezi 2 Hz nebo 4 Hz (záleží na dosazeném exponentu x , podle vztahu 16.

$$TEST_f = (f_{CLK}/2^x) \quad (16)$$

K měření EKG neodmyslitelně patří napájecí elektroda pro potlačení rušivého souhlasného napětí, která se povětšinou nachází na pravé noze vyšetřované osoby; možnost definovat tuto elektrodu nalezneme v registru na adrese 03h.

V neposlední řadě se zde nachází registr LEAD – OFF. Při správném zápisu tohoto registru se může při měření EKG detekovat špatně připojena nebo odpojená elektroda z těla pacienta.

8.6.2. Specifické nastavení měřících kanálů

Celkově lze konfigurovat až 8 měřících kanálů. Měřící kanály lze inicializovat do stavu zapnuto nebo vypnuto. V zapnutém stavu lze každý kanál multiplexovat, pracovat s jeho

funkcionalitou a zesílením. Škálovatelnost zesílení lze volit od hodnoty 1 do 12. Pakliže se daný kanál nastaví do vypnutého stavu, je potřeba ho ještě ošetřit zkratováním na zem (GND); tato možnost se celkově hodí pro omezení přenosu šumu nebo offsetu do měřicího systému ADS1298. [28], [29]

8.6.3. Status lead off registrů

Lze definovat konkrétně na požadovaný kanál. Rozsah zdroje stejnosměrného proudu v měřicím systému pro detekci odpojení elektrody se nachází v rozsahu od 6 nA do 24 nA. Stejnosměrný proud procházející tělem pacienta lze vyhodnocovat podle nastavení měřicích komparátorů od 70% do 95%; pomocí tohoto trigrování se seřídí citlivost vyhodnocení a může se předejít falešným detekcím odpojení měřicí elektrody.

8.6.4. GPIO a další registry

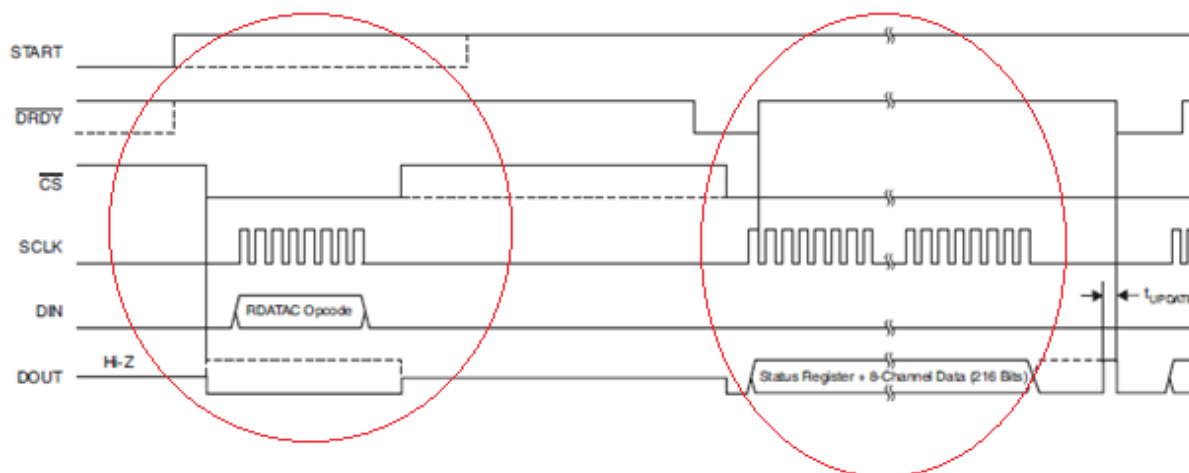
Konkrétně specifikace registrů pro měření respirační křivky a Wilsonovy centrální svorky. ADS1294R/6R/8R poskytuje tři metody pro impedanční měření dechové křivky: externí respirace, interní respirace využívá čipem modulovaných signálů a interní respirace používající uživatelsky generovaného modulovaného signálu.

8.7. SPI sběrnice

Jedna se o populární standardizovanou sběrnici sloužící pro propojení dvou či více komunikujících zařízení. Jedno zařízení (většinou MCU) se konfiguruje v roli master a obsahuje generátor hodinového signálu. Tento signál se rozvádí do všech ostatních zařízení typu slave, čímž je umožněn zcela synchronní, přenos dat. Pro datový tok mezi master a slave zařízení se využívá dvou vodičů, tyto vodiče se označují MISO, MOSI a tvoří kruhový buffer. Přenos je tedy vždy striktně obousměrný. V rámci sběrnice většinou funguje jeden signálový vodič označovaný jako CS nebo SS používaný pro výběr koncového zařízení, se kterým se komunikuje; tento vodič se pro aktivní komunikaci obvykle neguje, tedy přechází do logické nuly.

8.7.1. Nastavení SPI sběrnice mezi MCU K70 a ADS1298R

Sběrnice SPI mezi MCU K70 a ADS1298R má jisté odlišnosti oproti standardnímu modelu. ADS1298R potřebuje pro efektivní vykonávání komunikace ještě dva řídící vodiče navíc. Tyto vodiče se nazývají DRDY a START. ADS1298R potřebuje ze strany MCU povolení v rámci řídícího vodiče START pro zahájení datové komunikace; pokud signál není v logické jedničce, slave tedy ADS1298 zůstává v nečinnosti a nepřipraví data pro odeslání do MCU. Pakliže se START inicializuje do logické jedničky, data se připraví pro odeslání, ADS1298 vystaví vodič DRDY do logické nuly, následně přejde do logické jedničky (přechod do log. 1 je indikací ADS1298, že již nemá připravený žádný další rámec dat k odeslání). Na obrázku 20 se nachází signály v synchronizaci pro správnou funkčnost v kontinuálním režimu vyčítání naměřených dat.



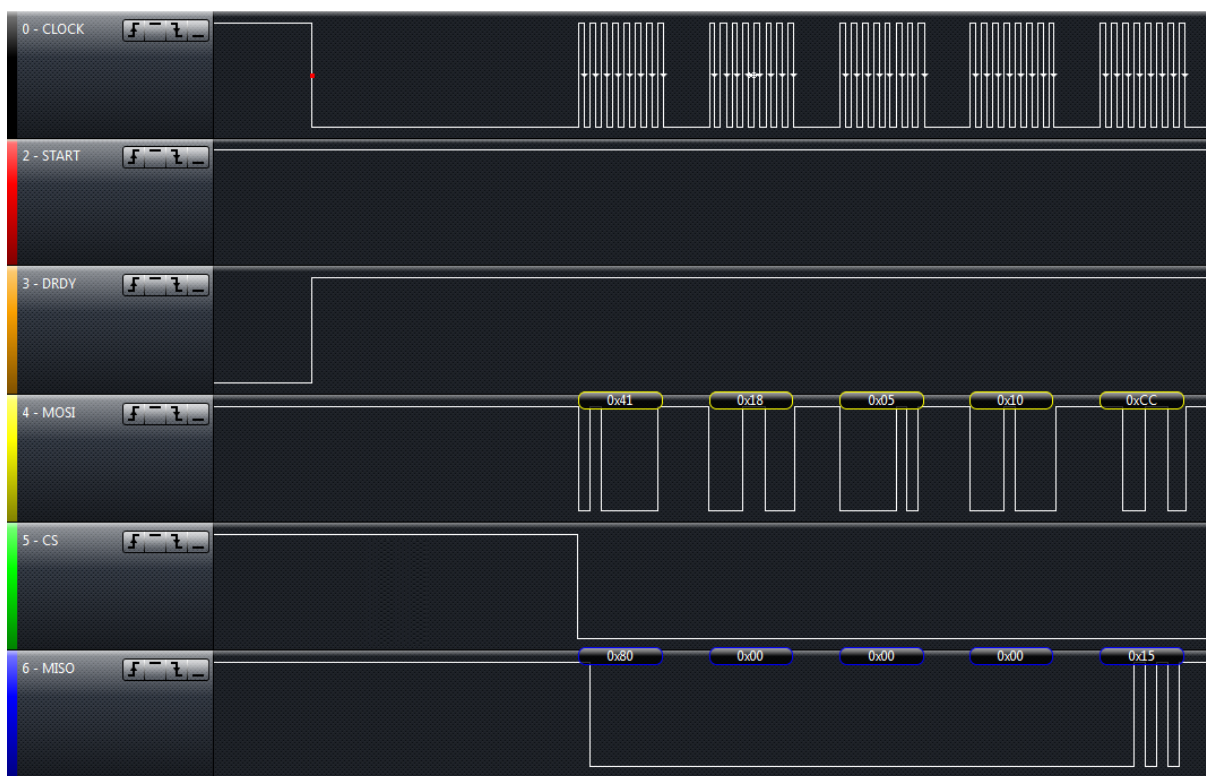
Obrázek 20: Synchronizace signálů pro vyčítání v kontinuálním režimu

V rámci přenosu dat se využívá různých režimů; inicializace probíhají pomocí jednotlivých příkazů operačních kódů - RDATAAC, SDATAAC, RDATA. V případě kontinuálního režimu přenosu dat se data zapisují do konfiguračních registrů, celkem 25 adres (ID registr se vynechává). Poté co proběhne zápis konfigurace, nastává chvíle pro zaslání příkazu operačního kódu RDATAAC. Po této inicializaci se kontinuálně vyčítají naměřená data v požadovaném nastavení, bez další nutnosti konfigurační data obnovovat.

Na obrázku 20, 21 jsou zachyceny všechny signály, jež se využívají v rámci SPI sběrnice. Pro zobrazení logických úrovní signálů poslouží logický analyzátor kompatibilní se značkou SALEAE. Tento přístroj najde dobré využití při odlaďování datové komunikace a ověření správnosti jednotlivých bajtů zasílaných skrz SPI sběrnici.

Na obrázku 20 se nachází pět počátečních bajtů zapisovaných do konfiguračních registrů; tyto bajty lze interpretovat na řádku s popiskem MOSI. Konec zápisu do konfiguračního registru se nachází na obrázku 22.

Operační kód RDATAAC 0x10h se nachází hned za zápisem konfiguračních registrů; tuto situaci vystihuje obrázek 22.



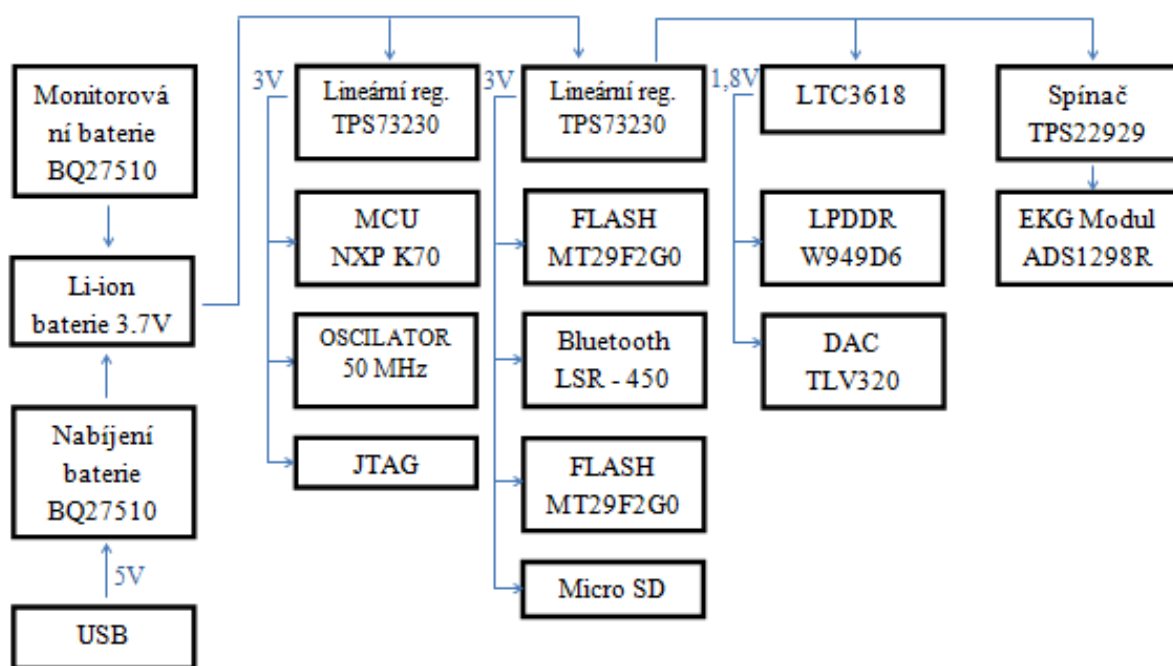
Obrázek 21: Vizualizace komunikace po sběrnici SPI, zápis do registrů ADS1298R



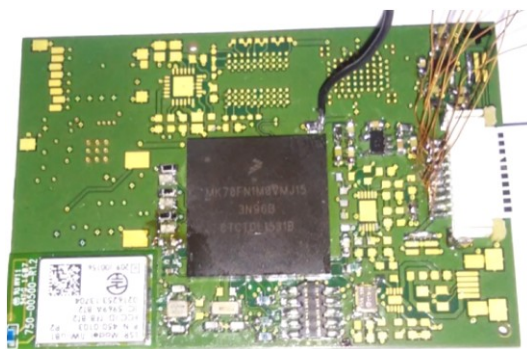
Obrázek 22: Operační kód RDATA 0x10h na konci obrázku

8.8. DPS s MCU a periferiemi

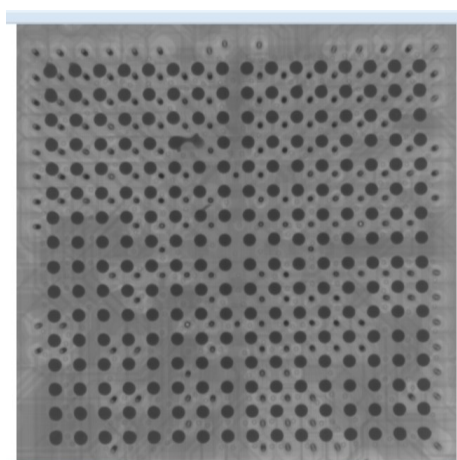
Při návrhu DPS s periferiemi bylo využito vývojového kitu Kinetis K70 120 MHz Tower system. Tento vývojový kit posloužil v prvotní fázi vývoje, kdy bylo nutné napsat program pro SPI sběrnici mezi EKG modulem a MCU. Dále se již využívá z tohoto vývojového kitu pouze mikrokontroler K70, který tvoří základ pro vlastní řešení hlavní DPS s periferiemi. Na základě požadavku vedoucího DP byl vytvořen robustní systém se zapojením velkého množství periférií, využívající takřka veškeré piny MCU. To si vyžádalo návrh šestivrstvé desky plošných spojů s vysokou mírou integrace součástek na malou plochu. Zde jsem mohl využít zkušenosti z mé praxe, kde se této problematice věnuji. Při vytváření prototypu této DPS je kladen nárok na složitější osazení součástek s větší náročností na kontrolu funkčnosti. Z tohoto hlediska bylo nutné poptat osazení MCU a rentgenovou kontrolu u externí firmy, jelikož na škole pro tento typ práce není dostatečné vybavení. Větší rozbor zapojení jednotlivých periférií je nad rámec této DP, schémata a výrobní podklady se nacházejí v příloze B, E, blokové schéma je znázorněno na obrázku 16, 23.



Obrázek 23: Napájecí koncept DPS s MCU



Obrázek 24: Vyhotovená DPS s MCU a periferiemi



Obrázek 25: Rentgenová kontrola osazeného BGA pouzdra

8.9. UART

Pro přenos dat mezi mikrokontrolerem a stolním počítačem se využívá rozhraní UART. Jedná se o sériové rozhraní pro přenos dat mezi zařízeními v obou směrech (plný duplex). Tato sběrnice komunikuje pomocí dvou linek Rx a Tx. Někdy se využívá i dalších linek (RTS, CTS, DTR) které jsou součástí standardu RS232. Rychlost se udává v tzv. Baudech (Bd), jeden Baud udává počet změn stavu přenosového média za jednu sekundu.

8.9.1. UART – komunikace s PC

Minimálně se posílá start bit, 5 datových bitů a stop bit. Ve své práci používám datový rámec složený ze start bitu osmi datových bitů a jednoho stop bitu. Při nastavení datové komunikace se vycházelo z referenčního manuálu k MCU K70, kde

$$\text{UART baud rate} = \text{UART module clock} / (16 \times (\text{SBR}[12:0] + \text{BRFD}))$$

UART module clock je dle kapitoly 5.7.12 referenčního manuálu pro mikrokontroler K70 (UART clocking) pro UART3 připojen na **BUSCLK**. Ten je podle nastavení MCG generován interním rezonátorem $32768 \text{ Hz} * \text{FLL} 1280 / \text{predelicka } 2 = 20971520 \text{ Hz}$

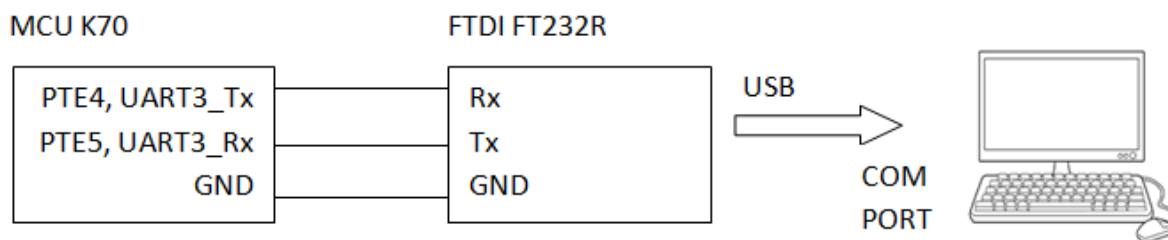
SBR je obsah registrů **BDH:BDL**, tedy aktuálně 3.

BRFD - BRFA v registru **C4** je 0, tedy **BRFD** = **BRFA** / 32 = 0.

$$\text{UART baud rate} = 20971520 / (16 \times (3 + 0)) = 436906,667 \text{ baud}$$

Může se tedy nastavit **SBR** na 2 a **BRFD** na 27. Výsledný baudrate se rovná 460912, s cílem dosáhnout baudrate 460800. Což představuje odchylku menší než 0,03%. [33]

Pro vyčtení dat do PC se využívá UART/ USB převodník. Pro tento účel dobře poslouží hotový modul s osazeným převodníkem FT232R od firmy FTDI. Použití těchto převodníků je velmi jednoduché. Při prvním připojení převodníku do USB dojde k instalaci ovladače. Po úspěšné instalaci ovladače lze nalézt ve správci zařízení, záložka porty (číslo sériového portu, které mu bylo přiděleno).



Obrázek 26: Blokové schéma vyčítání dat do PC pomocí UART/ USB převodníku

V prvotní fázi vývoje se využívá sériového terminálu pro zachycení vyčtených dat. Pro tento účel se osvědčil program Termite ve verzi 3.3, upřednostněný před programem Hercules 3. 2. 8. Mezi kladné vlastnosti programu Termite určitě patří možnost nastavení vyšších baudrate než v programu Hercules (Hercules má maximální nastavitelný baudrate 115200), možnost logování přijatých dat do textového souboru, vizualizace v hexadecimálním tvaru a celková přehlednost.

8.9.2. UART – bezdrátová komunikace s PC pomocí Bluetooth

Bezdrátová komunikace s PC pomocí Bluetooth umožňuje větší komfort při každodenním používání EKG pro domácí použití. Toto řešení poskytuje snadnou přenositelnost a použitelnost oproti prvotnímu řešení popisované v předešlé kapitole, kde bylo použito propojení pomocí kabelu. Na druhou stranu předešlé řešení je důležité pro debuggování aplikace a má své místo v procesu vývoje.

V první fázi vývoje se počítalo s využitím Bluetooth modulu typu LSR 450. Tento modul má vytvořený i svůj footprint v layoutu hlavní DPS (DPS s MCU a periferiemi). Avšak pro svojí programovou náročnost pro vytvoření komunikačního rozhraní, není vhodný pro rychlý vývoj. Určitě si nachází své místo v zákaznických aplikacích, kde se počítá s použitím aplikačního SW šitého na míru danému produktu.

Pro vytvoření snadné bluetooth aplikace posloužil Bluetooth typu HC-05. Tento bezdrátový modul nabízí transparentní přenos dat, který si lze představit jako prodlouženou sériovou linku mezi dvěma moduly, kdy se k bezdrátovému modulu připojí pouze UART, napájení a GND. HC – 05 je plně kompatibilní s již vytvořeným HW po stránce napájecího napětí a logických úrovní na UARTu. Tento bezdrátový modul je plně kvalifikovaný pro Bluetooth verzi 2.0. Základ modulu tvoří radiový čip Cambridge Silicon Radio BC417 2,4 GHz, který používá externě 8 Mbit flash paměť.

HC-05 lze konfigurovat do dvou režimů a to nadřazený (master) a podřazený (slave). Nadřazený HC-05 se nachází na straně počítače, podřazený HC-05 se připojuje k EKG. Proto, aby se navázala transparentní komunikace mezi dvěma bezdrátovými moduly, je nutné dodržet konfiguraci viz. níže. Konfigurace je dostupná po přivedení napětí na pin ENABLE a zvolení konfiguračního baudrate 38400 Bd. [37], [38]

Konfigurace

HC – 05 podřazený modul č. 1

Zjištění MAC adresy AT + ADDR?

+ADDR:2016:11:153450 [20:16:11:15:34:50]

Nastavení baudrate, stop bitu a parity AT + UART=460800, 0, 0

Nastavení podřazeného modulu AT + ROLE = 0

HC – 05 nadřazený modul č. 2

Zjištění MAC adresy AT + ADDR?

+ADDR:2016:10:317959 [20:16:11:31:79:59]

Nastavení baudrate, stop bitu a parity AT + UART=460800, 0, 0

Nadřazený modul AT + ROLE = 1

Párování jen určeného podřazeného modulu AT + CMODE = 0

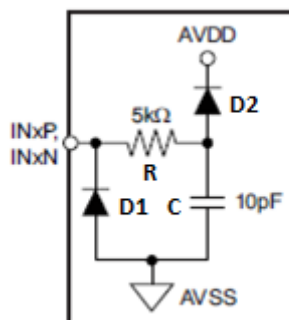
Zadání MAC adresy podřazeného modulu AT + BIND = 2016, 11, 153450

8.10. Filtrace signálu

Na každém vsupním kanálu ADS1298 se nachází EMI filtr (obrázek 27) ve formě dolní propusti prvního řádu (jednoduchý RC článek). Mezní frekvence f_0 se rovná 3,183 MHz, podle vzorce 17.

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi \cdot 5 \cdot 10^3 \cdot 10 \cdot 10^{-12}} = 3,183 \text{ MHz} \quad (17)$$

Dále je každý vstupní kanál vybaven diodovým omezovačem pro omezení velikosti napětí na hodnoty AVDD – AVSS.



Obrázek 27: EMI filtr

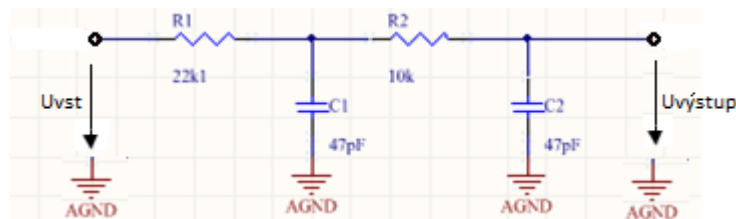
Stejně jako u všech analogových – digitálních převodníků je potřeba se postarat o to, aby se zabránilo nežádoucím účinkům aliasingu. ADS129x vzorkuje se vstupní frekvencí 256 kHz v režimu LP (low power) nebo 512 kHz v režimu HP (high power), V rámci odrušení frekvencí, které by mohly způsobit aliasing, byl navrhnout filtr typu dolní propust druhého řádu. Tento jednoduchý filtr je dostačující díky implementaci digitálního dolnoproustného filtru přímo v čipu. Do vzorce 18 až 19 jsou dosazeny hodnoty z obrázku 28. Vypočítaná hodnota činitele jakosti Q (vzorec 20) musí být menší než 0,5 ($Q < 0,5$). Běžně stačí volit $Q = 0,33$ až 0,4. Filtr na obrázku 28 je zapracovaný devětkrát do DPS s filtry obrázek 29. [28], [34]

$$\alpha = \frac{R_2}{R_1} = 2,21 \quad (18)$$

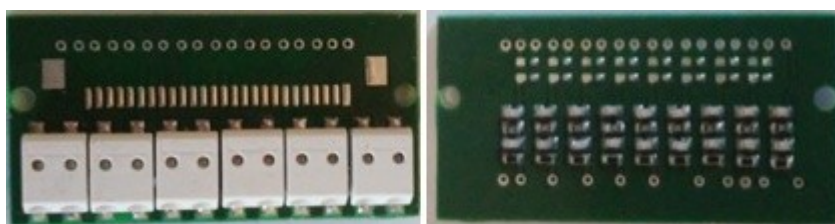
$$\beta = \frac{C_2}{C_1} = 1 \quad (19)$$

$$Q = \frac{\sqrt{\alpha \cdot \beta}}{1 + \alpha \cdot \beta + \beta} = 0,35 \quad (20)$$

$$f_0 = \frac{1}{2\pi \sqrt{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2}} = 227,78 \text{ kHz} \quad (21)$$



Obrázek 28: Dva kaskádně řazené RC články



Obrázek 29: DPS s filtry (pohled z obou stran)

8.10.1. ADC Delta- Sigma (Δ - Σ) modulátor

Každý kanál ADS129x má 24 bitový delta - sigma analogově digitální převodník. Tento převodník používá modulátor druhého řádu optimalizovaný pro nízko-výkonové aplikace. Tento modulátor vzorkuje vstupní signál rychlostí $f_{\text{mod}} = 256 \text{ kHz}$ pro režim LP, použitý v této práci. Delta – sigma analogově digitální převodníky tvoří vícerychlostní vzorkovací data systémy. Pokud se mluví o vzorkovací frekvenci, musíme rozlišit, zda je řeč o vstupním modulátoru, nebo výstupním vzorkovacím kmitočtu, neboť tyto dva různé typy vzorkování jsou obvykle až řádově odlišné. V této práci, jak již bylo zmiňováno je $f_{\text{mod}} = 256 \text{ kHz}$ a výstupní vzorkovací kmitočet 500 Hz , tedy $512\times$ nižší rychlost. Dolnoproustný filtr (vypočítaný podle vzorce 21) zařazený před analogový vstup každého kanálu by měl být zvolen tak, aby jakýkoliv zásah ve frekvencích kolem násobků f_{mod} byl dostatečně oslaben. To má smysl z důvodu vnitřního využití filtru SINC typu dolní propust třetího řádu. Dolnoproustný filtr zařazený před analogový vstup každého kanálu by měl být navržen v souvislosti s integrovaným digitálním filtrem. [28]

8.11. Napájení pravou nohou

Na pravou nohu (RL) se umísťuje čtvrtá elektroda, sloužící pro napájení signálem. Tento signál odpovídá absolutní hodnotě souhlasného signálu na vstupu končetinových a hrudních svodů, avšak má opačnou polaritu, kterou zajišťuje operační zesilovač RLD Amp (obrázek 30). Zesílení vyšších harmonických složek je omezeno kondenzátorem C_{EXT} ve zpětné vazbě invertujícího zesilovače. Na invertující vstup zesilovače se připojují signály z jednotlivých vstupních kanálů skrz registr RLD_SENSP a RLD_SENSN, kde se navolí sepnutí spínače RLD2N, RLD2P, RLD3N, RLD3P (obrázek 30), to odpovídá absolutní hodnotě souhlasného signálu snímaného z pravé ruky,

8.12. Wilsonova centrální svorka (WCT)

8.13. Rozšířené svody

43

9. LabVIEW - Proccesing dat

LabVIEW je produktem firmy National Instruments a na trhu se vyskytuje již 30 let. Někdy se LabVIEW označuje jako G – jazyk (grafický jazyk) a pro svojí mnohoúčelnost se také označuje jako laboratorní pracoviště virtuálních přístrojů. Najde využití při programování systémů pro měření a analýzu signálů, do jisté míry může nahradit trvale část HW virtuálním řešením za přispění programových prostředků (SW). Příjem, zpracování, analýza a vizualizace dat z COM portu se provádí v právě jmenovaném prostředí. [35], [36]

Při návrhu aplikace v LabVIEW se vycházelo z daného tvaru datových rámců vyčítaných z ADS1298R do MCU přes sběrnici SPI - viz kapitola 8.7.1, kdy jednotlivé kanály se nacházejí v posloupnosti podle tabulky 4, jedná se o STATUS a 8x CHANNEL, tyto datové rámce jsou dále zpracovávány MCU a přes UART odesílány dále - viz kapitola 8.9. Při odesílání dat na rozhraní UART se k datům přidá 3x 1B SYN a 2B CRC (kontrolní součet). Pro názornost práce s přijatými daty byl připraven obrázek 36, kde jsou zobrazena načtená data z COM portu přes serial terminal (SW termite) do poznámkového bloku, kdy načtená surová data v poznámkovém bloku posloužila pro prvotní selekci potřebných dat a pro ověření funkčnosti HW, podobný koncept zpracování dat se využívá i v LabVIEW projektu.

V rámci LabVIEW je vytvořen projekt ecgmeter.lvproj, který je tvořen jednotlivými VI, tyto VI jsou následující:

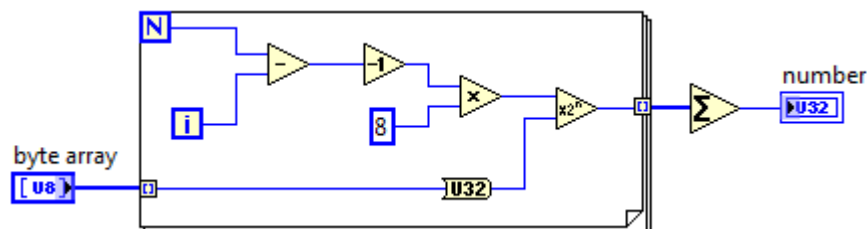
- bytes2num.vi
- crc.vi
- main.vi
- parse.vi

9.1. bytes2num.vi

Předpřipravené data se načítají z podprogramu VI parse.vi do podprogramu subVI bytes2num.vi. VI bytes2num.vi má za úkol provést konverzi pole na integer, přepočítává se sada tří bajtů z hexadecimální na decimální hodnotu. Podprogram je tvořen smyčkou FOR, která má možnost automatické indexace (autoindexace), kdy lze přistupovat postupně ke každému elementu pole zvlášť. Smyčka FOR obsahuje proměnné N, i. Písmenem N je označen počet přichozích bajtů z pole do smyčky FOR, písmeno i znázorňuje aktuální iteraci. S každým cyklem iterace se hodnota n zmenšuje, což znamená, že při první iteraci se vypočte nejdůležitější bajt. Přepočítané bajty se ukládají do bufferu, kde se posléze vykoná jejich součet. Výsledná suma je hodnota vstupního analogového signálu z jednoho kanálu.

Přepočet se realizuje podle vzorce

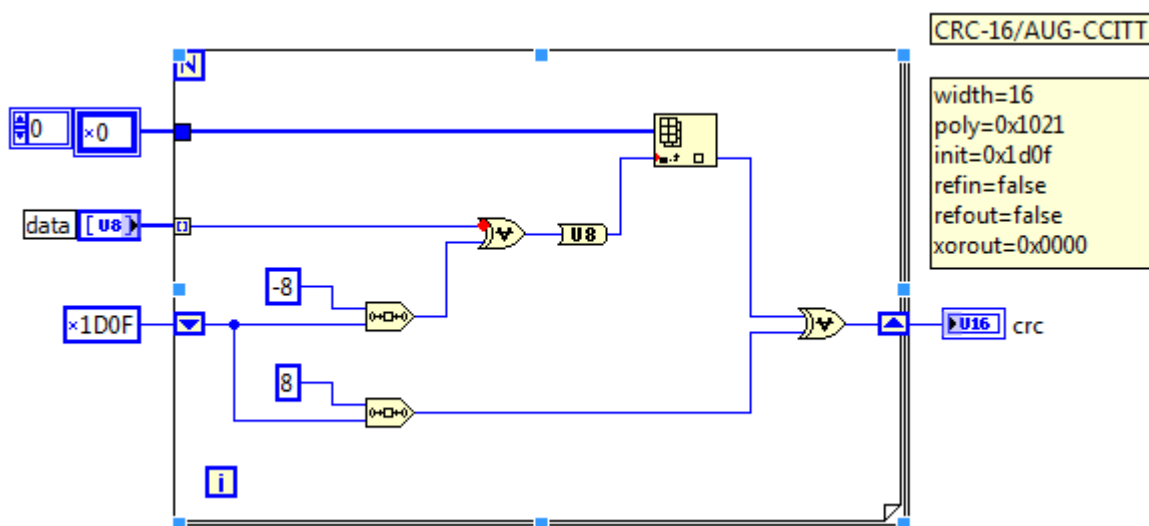
$$\sum_{i=0}^n x \cdot 2^{8 \cdot i} \quad (22)$$



Obrázek 31: Přepočet tří bajtů na číslo

9.2. crc.vi

Podprogram crc.vi patrný na obrázku 32, má za úkol provádět cyklický redundantní součet. Jedná se o speciální hašovací funkci. CRC se využívá pro zjišťování chyb vzniklých v důsledku selhání techniky, elektromagnetického rušení. Používá se k detekci chyb během přenosu nebo ukládání dat. V rámci přenosu dat z MCU se CRC aplikuje na 30 bajtů podle tabulky 4. CRC tvoří 2 bajty a posílá se spolu s daty, při jejichž přenosu by mohlo dojít k chybě. Po přenesení dat přes UART a načtení z COM portu do LabVIEW se kontrolní součet porovná se zbytkem přijatých dat. Pakliže je nezávisle spočítaný kontrolní součet odlišný od přeneseného, je zřejmé, že při přenosu došlo k chybě, přijatá data se "zahodí" a dále se nepracovávají. [39]

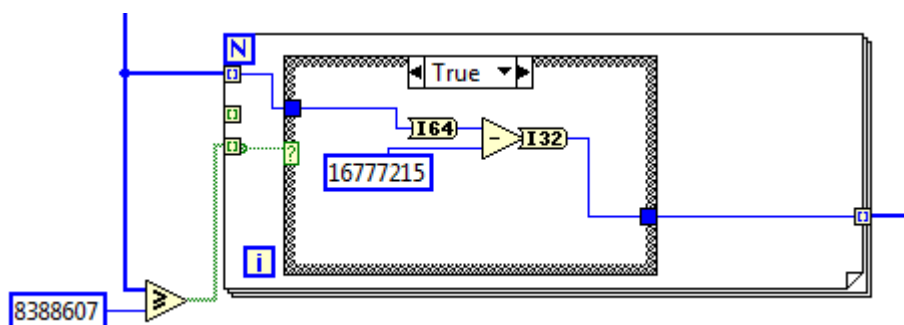


Obrázek 32: Cyklický redundantní součet

9.3. main.vi

Jedná se o hlavní podprogram, mezi jehož důležité funkcionality patří možnost otevření COM portu pomocí funkce VISA Configure Serial Port VI (funkce podporuje nastavení baudrate, počet datových bitů, parity, stop bitů). Komunikace se otevírá přes znak „s“ a zavírá znakem „t“. Odeslaným

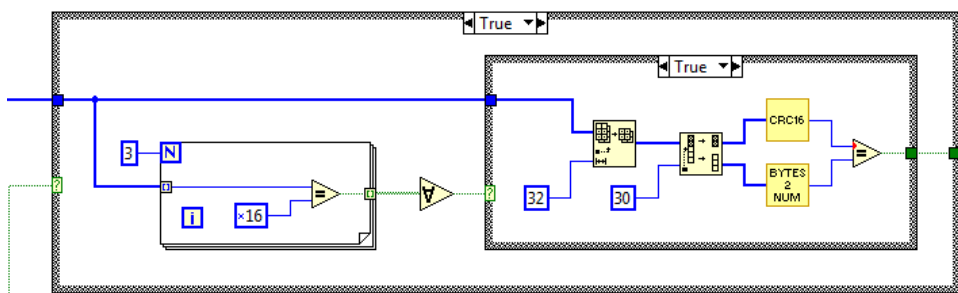
znakem „s“ z funkce VISA se dá MCU povel pro zahájení komunikace po UARTu, kdy MCU začne odesílat kontinuálně data načtená z EKG modulu. Po začátku komunikace se data načítají jako stringový řetězec, pro lepší práci s daty se stringový řetězec převede na pole bajtů, které se ukládá do vyrovnávacího bufferu. Pole bajtů se následně zpracovává ve VI parse.vi, po zpracování se načítají data zpět do main.vi v dekadickém tvaru. Pole dekadických hodnot se musí ještě převést pomocí dvojkového doplňku na kladná a záporná čísla podle tabulky 5, obrázek 33. Následně se pole přepočítaných hodnot rozdělí na jednotlivé kanály a vizualizují se v grafech.



Obrázek 33: Převod dekadické hodnoty pomocí dvojkového doplňku na kladné a záporné číslo

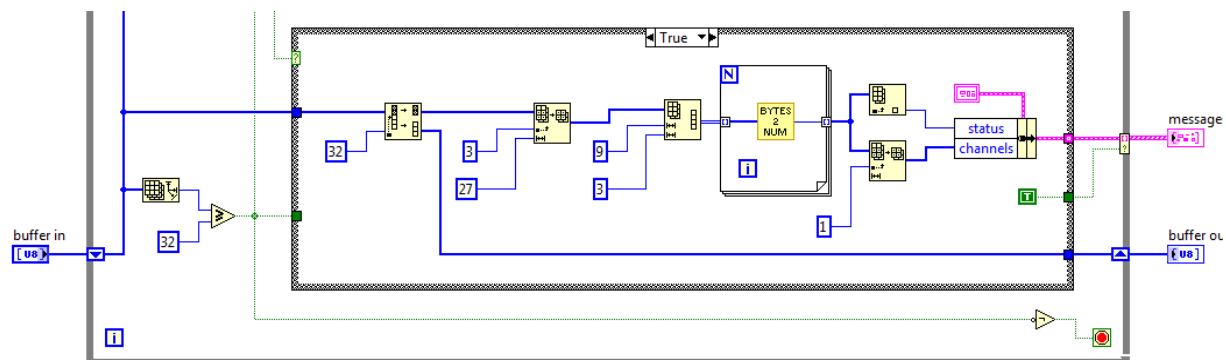
9.4. parse.vi

Tento podprogram slouží k rekonstrukci, zformátování přijatých bajtů a přiřazení k jednotlivým měřicím kanálům ADS1298, dále slouží k ověření správnosti a konzistenci načtených dat z COM portu. Obrázek 34 znázorňuje ryze kontrolní část podprogramu parse.vi, tato část kontroluje zda první tři bajty v přijaté sadě odpovídají znaku SYN (0x16). Dále kontroluje, zda souhlasí kontrolní součet s hodnotou přijatých dat.



Obrázek 34: Podmínková část podprogramu parse.vi

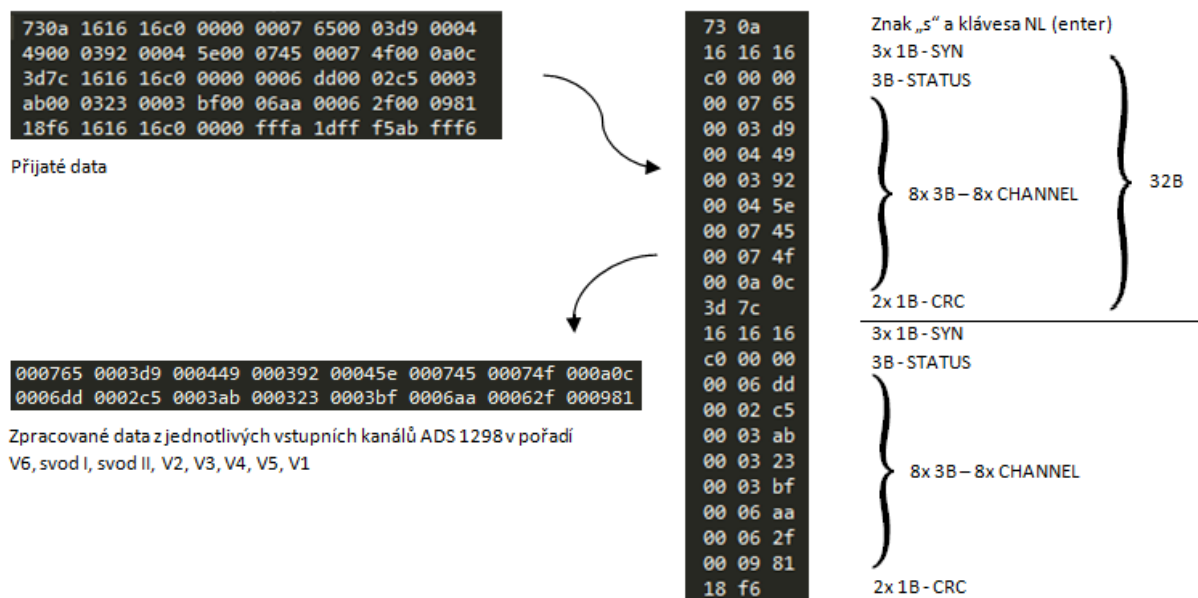
Na Obrázku 34 je druhá část programu parse.vi. V této části programu je patrné, že se spouští s každou příchozí sadou bajtů z BUFFER IN (pokud je na začátku bufferu validní zpráva). Příchozí sada bajtů musí být větší nebo rovna 32 bajtům; jestliže se načte více než 32 bajtů, zbytek nad 32 bajtů se ukládá do bufferu a přičítá se k další sadě příchozích bajtů. Postupně se příchozí data upravují na devět trojic bajtů, které se následně přepočítávají v subVI bytes2num.vi z hexadecimální na dekadickou hodnotu. Poté se přepočítané data načítají do clusteru, kde se dělí na status a 8x channels. Cluster je následně vyveden do hlavního VI main.vi.



Obrázek 35: Druhá část podprogramu parse.vi

Tabulka 4: Datový rámec vyčítaný do PC, popis přenášených 32 bajtů

3x 1B	3B	8x 3B	2B
SYN	STATUS	8x CHANNEL	CRC



Obrázek 36: Zpracování dat, přijetí, rozdělení, sestavení do jednotlivých kanálů

Tabulka 5: Výpočet dvojkového doplňku [28]

Vstupní signál, $V_{IN} (IN_{XP} - IN_{xN})$	Ideální výstupní kód (hex)	Ideální výstupní kód (dec)
$\geq V_{REF}$	7FFFFFFF	8388607
$V_{REF}/(2^{23}-1)$	000001	1
0	000000	0
$-V_{REF}/(2^{23}-1)$	FFFFFFF	16777215
$\leq -V_{REF}/(2^{23}-1)$	800000	8388608

9.5. Měření tepové frekvence

Zařízení pro měření tepové frekvence se nazývá kardiotachometr. Důležitým parametrem pro výpočet tepové frekvence je zachycení doby mezi dvěma komorovými komplexy (R-R interval). Čas R-R intervalu se zkracuje při zvyšování srdeční frekvence, a naopak. Proto, aby se mohl dopočítat čas R-R intervalu je potřeba realizovat R – detektor, který obsahuje běžně několik filtrů. [3]

- Základní filtraci, omezení frekvenčního pásma (0,05 Hz ÷ 100 Hz)
- Zesílení signálu na požadovanou úroveň, aplikace pásmové propusti (15 ÷ 17 Hz)
- Vytvoření absolutní hodnoty kvadrátorem
- Vyhazení signálu, aplikace filtru typu dolní propust (5 ÷ 6 Hz)

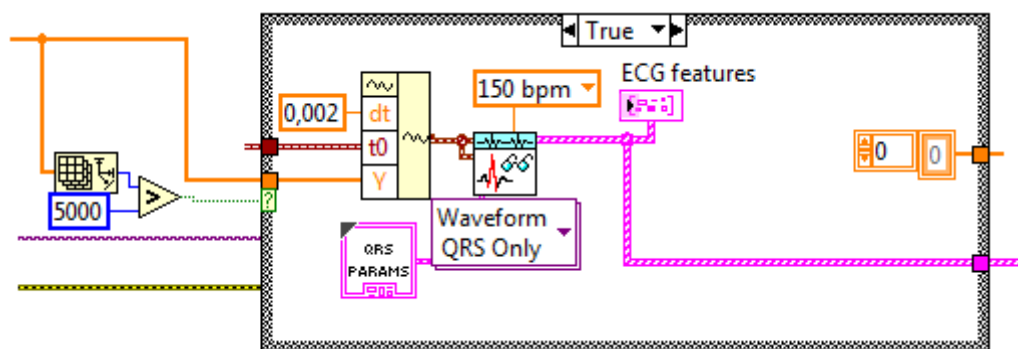
Tyto filtry nebyly v mé práci fyzicky realizovány, bylo využito funkčního bloku ECG feature creator.

9.5.1. Měření tepové frekvence v LabVIEW

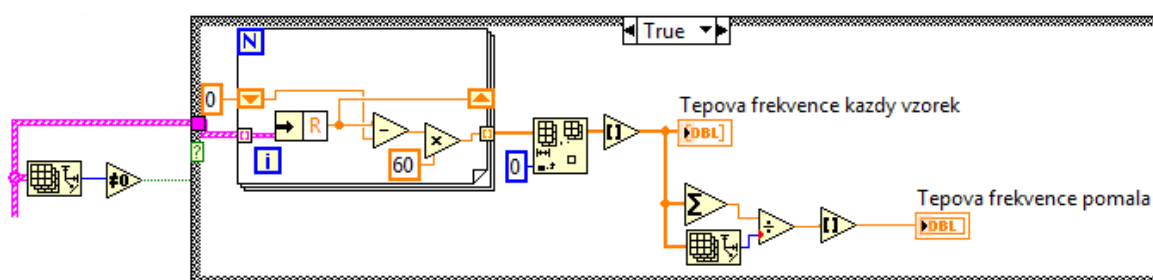
Provádí se v rámci podprogramu main.vi. Hlavním funkčním blokem je ECG feature creator z knihovny biomedical toolkit. Tento funkční blok není složitý na svojí aplikaci, avšak jedná se „black box“, který nejde hlouběji popsat z pohledu algoritmů, jež využívá.

ECG feature creator potřebuje pro svou funkčnost několik parametrů, maximální možnou tepovou frekvenci, prahový faktor pro oddělení šumu od QRS komplexu, frekvenční pásmo pro QRS komplex. Výstup je tvořen z pole elementů (např. **P** onset, **P** offset, **QRS** onset, **R**, **QRS** offset, **T** onset a další).

Pro výpočet tepové frekvence se selektuje z pole elementu **R**, vracející časovou hodnotu R-R intervalu. Výpočet průměrné tepové frekvence se zaokrouhlením na celou hodnotu se provede vždy po deseti sekundách z důvodu lepší čitelnosti setrvávající hodnoty na displeji (obrázek 37, 38).



Obrázek 37: Zapojení funkčního bloku - ECG feature creator



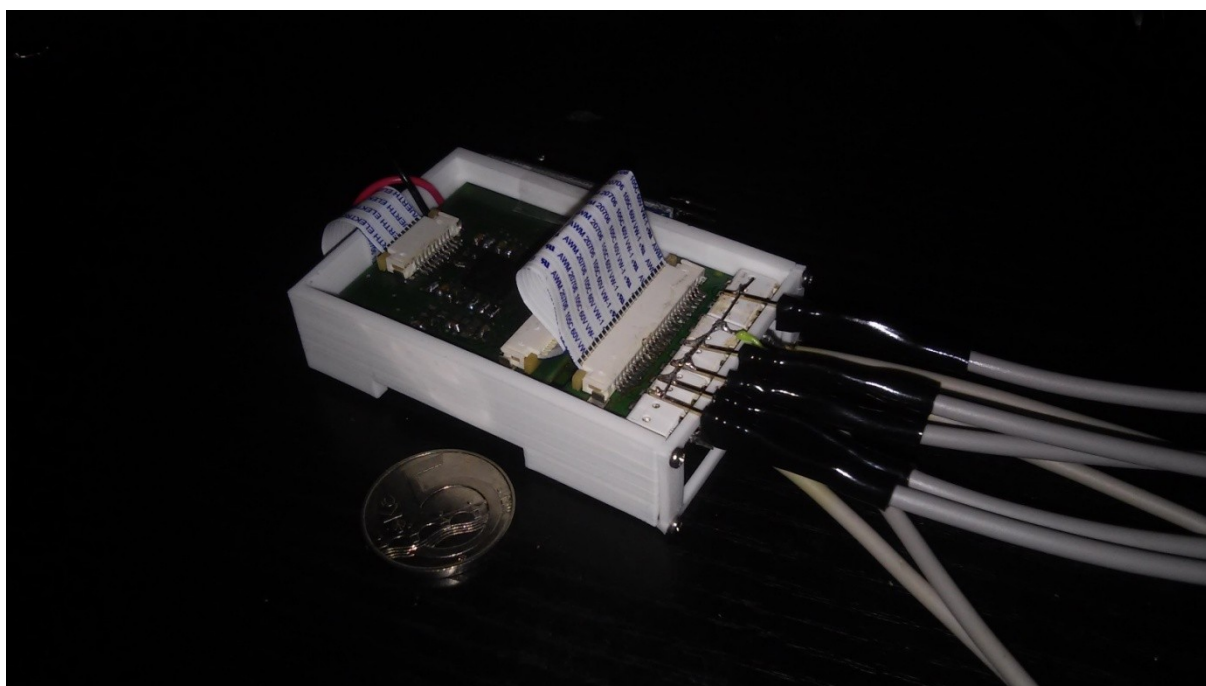
Obrázek 38: Výpočet průměrné tepové frekvence se zaokrouhlením na celou hodnotu

Tabulka 6: Měřené svody [28]

ADS 1298 vstupní kanály	svod
1	$V6 = V6 - WCT$
2	svod I = LA - RA
3	svod II = LL - RA
4	$V2 = V2 - WCT$
5	$V3 = V3 - WCT$
6	$V4 = V4 - WCT$
7	$V5 = V5 - WCT$
8	$V1 = V1 - WCT$
	$WCT = (LA + RA + LL) / 3$

Tabulka 7: Odvozené svody [28]

Dopočítané svody	Vzorec použitý pro dopočet
svod III	$LL - RA - LA = \text{svod II} - \text{svod I}$
aVR	$RA - (LA + LL) / 2 = - (\text{svod I} + \text{svod II}) / 2$
aVL	$LA - (RA + LL) / 2 = \text{svod I} - \text{svod II} / 2$
aVF	$LL - (RA + LA) / 2 = \text{svod II} - \text{svod I} / 2$



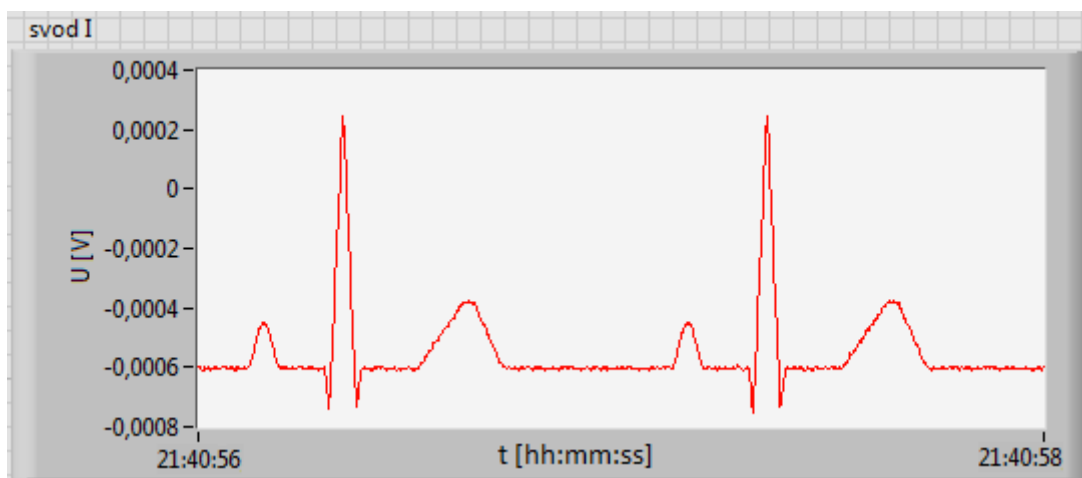
Obrázek 39: Výsledný produkt, EKG pro domácí použití

9.6. Pacientský simulátor

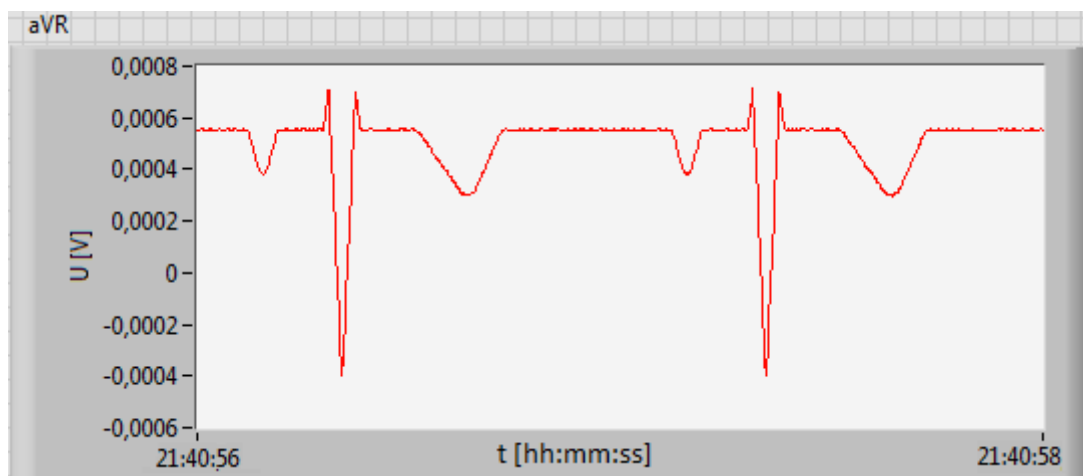
Pro ověření funkčnosti 12svodového EKG se využívá pacientský simulátor ECG - FC12D. Tento pacientský simulátor poskytuje standardní elektrokardiogramy s fixní výstupní amplitudou 1 mV pro svod I, 1,25 mV pro svod II, 0,25 mV pro svod III, 1,12 mV pro svod aVR, 0,37 mV pro svod aVL, 0,75 mV pro svod aVF s tolerancí $\pm 5\%$. Amplitudy pro V1 až V6 nejsou uvedeny, je uvedena pouze tolerance $+10\% \div -20\%$. Tepová frekvence je variabilní a lze vybírat ze dvou možností a to 60 tep/min nebo 130 tep/min.

9.7. Naměřené elektrokardiogramy

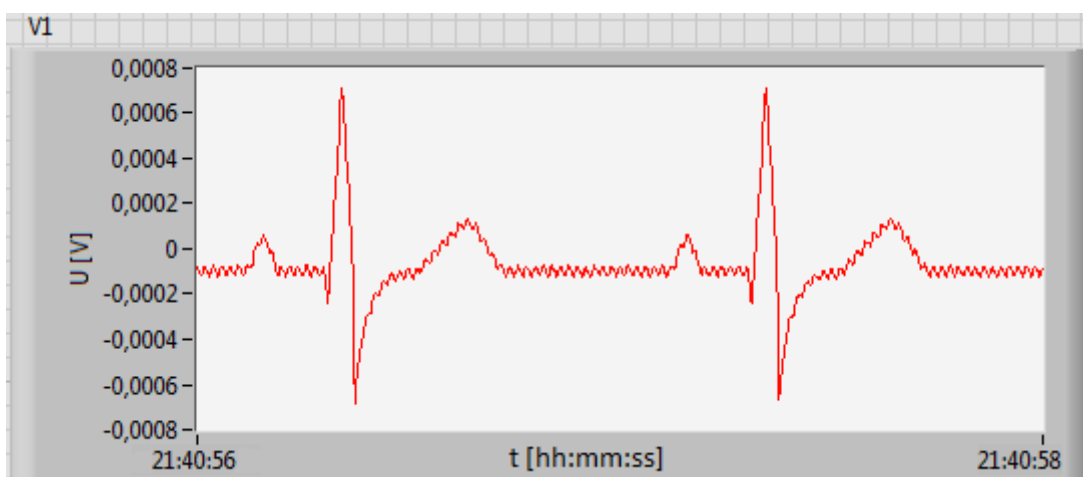
Pro názornost je uvedený obrázek 40, 41, 42. Tyto tři obrázky znázorňují svod I, svod aVR, svod V1. Zbývajících devět svodů je uvedeno v příloze G.



Obrázek 40: Elektrokardiogram, svod I, měřený ze simulátoru ECG - FC12D



Obrázek 41: Elektrokardiogram, svod aVR, měřený ze simulátoru ECG - FC12D



Obrázek 42: Elektrokardiogram, svod V1, měřený ze simulátoru ECG - FC12D

10. Závěr

Tato diplomová práce je zaměřena na návrh a konstrukci přístroje měřícího signál EKG. Řešení se zaměřuje na uzpůsobení elektrokardiografu pro domácí použití, s tím že je výsledný produkt snadno použitelný, přenositelný s možným bezdrátovým přenosem digitalizovaných dat. Přenesená data se vizualizují na počítači ve formě EKG signálu v implementovaném grafickém rozhraní s informací o tepové frekvenci.

V rámci praktické části se prezentuje konstrukce jednotlivých modulárních částí elektrokardiografu s cílem docílit konečného řešení ve formě funkčního celku. Celý systém je zamýšlený jako nositelná elektronika; aby bylo docíleno co možná nejmenší velikosti celého elektrokardiografu, musel se celý systém integrovat na co nejmenší plochu. Po hardwarové stránce se toho docílilo za pomoci použití BGA pouzder jednotlivých integrovaných obvodů a návrhu desek plošných spojů s více vrstvami. Deska plošných spojů s mikrokontrolerem a periferiemi obsahuje celkově šest vrstev s vysokou mírou integrace jak součástek, tak elektrických spojů. Použitý mikrokontroler K70 od firmy NXP s 1 MB flash a taktovací frekvencí 150 MHz poskytuje dostatečný výkon i pro možné náročnější aplikace v budoucnu. Jednotlivé periferie této desky plošných spojů představují možné využití do budoucna. DPS je připravena pro osazení např. obvodu nízkopříkonové DDR paměti, FLASH nebo micro SD pro přímé nahrávání digitalizovaných elektrokardiogramů, DAC s připojeným miniaturním reproduktorem s cílem vydávat zvukové signály a další.

Hlavní deska plošných spojů s mikrokontrolerem a periferiemi je připojena k EKG modulu. EKG modul je samostatná funkční část, tedy deska plošných spojů tvořena čtyřmi vrstvami s osazeným integrovaným obvodem ADS1298 a vlastním napájecím konceptem. ADS1298R zajišťuje osm vstupních diferenciálních kanálů. Na každém vstupním kanálu se nachází zesilovač, flexibilní vstupní multiplexer, který může být nezávisle připojen k interně generovanému signálu pro testování, měření teploty nebo detekci odpojení elektrod. Zde se podařilo v prvotní fázi vývoje využít interně generovaného signálu pro odladění komunikace po SPI a v další fázi vývoje postupně přenést digitalizované elektrokardiogramy z jednotlivých vstupních kanálů. Data přenesená po SPI sběrnici se dále přenášejí pomocí UART rozhraní do počítače, při odladování komunikace se používalo kabelové spojení s následným přechodem na bluetooth. Možné zlepšení této části vidím v budoucí aplikaci detekce odpojení patientských elektrod a snímání dechové křivky pomocí impedanční metody, které ADS1298R umožňuje.

Příjem, zpracování, analýza a vizualizace digitalizovaných dat z COM portu počítače se provádí ve vývojovém prostředí LabVIEW od firmy National Instruments. V rámci tohoto vývojového prostředí je vytvořený projekt ecgmeter.lvproj umožňující plnou rekonstrukci měřených elektrokardiogramů v reálném čase i s tepovou frekvencí. S přenesených osmi měřících kanálů ADS1298R se podařilo rekonstruovat všech 12 svodů EKG, kdy jako zdroj referenčního signálu slouží EKG simulátor od firmy Ferronato. Každý elektrokardiogram má na ose - x zobrazený aktuální čas a na ose - y napětí. Pro dopočítání tepové frekvence se pracovalo s funkčním blokem knihovny biomedical toolkit.

V poslední části práce se nabízejí široké možnosti funkčního rozšíření ve formě ukládání vizualizovaných elektrokardiogramů do souboru, z důvodů archivace. Taky se naskýtá možná analýza dat pomocí poloautomatického vyhodnocování EKG na základě definování anomálií nebo automatického vyhodnocení s využitím superpozičních příkladů (šablon).

11. Seznam použité literatury

- [1] GANONG William, F. *Přehled lékařské fyziologie*. 20. vyd. Praha: Galén, 2005, 890 s. ISBN 80-726-2311-7
- [2] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. 4. vyd. Praha: GradaPublishing, 2003, 771 s. ISBN 80-247-0512-5
- [3] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ, Petr TIEFENBACH, František KOBZA. *Lékařské diagnostické přístroje - učební texty*. 1. Vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004, 332 s. ISBN 80-248-0751-3
- [4] HOLÍBKOVÁ, Alžběta, Stanislav Laichman. *Přehled anatomie člověka* 4. Vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2006, 140 s. ISBN 80-244-1480-5
- [5] JIRÁK, Zdeněk. *Fyziologie pro bakalářské studium na LF OU* 2. přepracované vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Lékařská fakulta, 2010, 250 s. ISBN 978-80-7368-234-7
- [6] Horáček, Jaroslav. *Anatomie pro bakalářské studium se zdravotním zaměřením*. 1. Vyd. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2006, 113 s. ISBN 80-248-1203-7
- [7] Harland, C. J., T. D. Clark, and R. J. Prance. *Electricpotentialprobes-newdirections in the remotesensing of the humanbody*. Meas. Sci. Technol.13:163, 2002.
- [8] Harland, C. J., T. D. Clark, and R. J. Prance. *Remotedetection of human electroencephalograms using ultrahigh input impedance electric potential sensors*. Appl. Phys. Lett.81:3284–3286, 2002.
- [9] Lim, Y. G., K. K. Kim, and S. Park. *ECG measurement ona chairwithoutconductivecontact*. Biomed. Eng. IEEE Trans.53:956–959, 2006.

- [10] Kim, J. H., H. J. Baek, Y. G. Lim, and K. S. Park. *A performance comparison of dry-foam type capacitively coupled EEG electrodes depending on the contact area*. In: 46th Conference of Korean Society of Medical & Biological Engineering, Korea, 2012, pp. 517–518.

- [11] LIM, YongGyu, JeongSu LEE, Seung Min LEE, Hong Ji LEE, Kwang suk PARK. *Capacitive Measurement of ECG for ubiquitous Healthcare*.
 Issue 11, 2014, 10 s. DOI: 10.1007/s10439-014-1069-6
 Dostupné také z: <http://link.springer.com/article/10.1007/s10439-014-1069-6>

- [12] SERTEYN A., R. VULLINGS, M. MEFTAH, J. W. M. BERGMANS. *Motion artifacts in capacitive ECG measurements: reducing the combined effect of DC voltages and capacitance changes using an injection signal*, Issue 1, IEEE transactions on Biomedical Engineering, 2015, pp 264-273, DOI: 10.1109/TBME.2014.2348178
 Dostupné také z: http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=6879256&tag=1

- [13] NEMATİ, Ebrahim, M. Jamal DEEN, Tapas MONDAL. *A wireless wearable ECG sensor for long-term Applications*, Issue 1, IEEE Communications Magazine, 2012, ISSN: 0163-6804

- [14] ADAMEC, Jan, Richard ADAMEC. *EKG podle Holtera*. 1. Vyd. Praha: Galén, 2003, 115 s. ISBN 80-7262-183-1

- [15] *Ekg holter* [online]. [cit. 2017-01-15]. Dostupné z
http://www.kardiobtl.cz/download/1325580504_09e2/BTL-holter_CAT_CZ201_nahled.pdf

- [16] PENHAKER, Marek, Martin AUGUSTÝNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje I*. 1. Vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2013, 421 s. ISBN 978-80-248-3107-7

- [17] *Holtery DL800, DL900, DL1200* [online]. [cit. 2017-01-15]. Dostupné z
<https://www.gobio.com/products/>

- [18] *key-metrics-delivered-by-hexoskin* [online]. [cit. 2017-01-12]. Dostupné z
<http://www.hexoskin.com/pages/key-metrics-delivered-by-hexoskin>

- [19] *Hexoskin news* [online]. [cit. 2017-01-12]. Dostupné z <http://www.hexoskin.com/blogs/news>

- [20] *Health Research* [online]. [cit. 2017-01-12]. Dostupné z <http://www.hexoskin.com/pages/health-research>

- [21] ČSN EN 60601-2-47, *Zvláštní požadavky na bezpečnost a základní vlastnosti ambulantních elektrokardiografických systémů*. Praha, Český normalizační institut. 2016

- [22] ČSN EN 60601-2-25, *Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost elektrokardiografů*. Praha, Český normalizační institut. 2016

- [23] ČSN EN 60601-2-25 [online]. [cit. 2017-01-12]. Dostupné z http://www.technicke-normy-csn.cz/364801-csn-en-60601-2-25-ed-2_4_99710.html

- [24] ČSN EN 60601-2-27, *Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost elektrokardiografických monitorovacích přístrojů*, Český normalizační institut. 2015

- [25] ČSN EN 60601-2-27 [online]. [cit. 2017-01-12]. Dostupné z http://www.technicke-normy-csn.cz/364801-csn-en-60601-2-27-ed-3_4_96384.html

- [26] *Národní dohledové centrum – O nás* [online]. [cit. 2017-03-1]. Dostupné z <http://ndcentrum.cz/o-nas/>

- [27] *Národní dohledové centrum – výhody vzdáleného monitoringu* [online]. [cit. 2017-03-1]. Dostupné z <http://ndcentrum.cz/vyhody-vzdaleneho-monitoringu/>

- [28] *ADS129x Low-Power, 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements* [online]. [cit. 2017-03-12]. Dostupné z <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1298.pdf>

- [29] *ECG Front End Performance Demonstration Kit* [online]. [cit. 2017-03-12]. Dostupné z <http://www.ti.com/lit/ug/sbau181b/sbau181b.pdf>

- [30] *TPS732xx Capacitor – Free, NMOS, 250 mA Low Dropout Regulator With reverse Current Protection* [online]. [cit. 2017-03-12]. Dostupné z <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/tps732.pdf>

- [31] Hampton, John *EKG stručně, jasně, přehledně*. 7. Vyd. Praha: Grada Publishing, a. s., 2013, 192 s. ISBN 978-80-247-4246-5

- [32] Hampton, John *EKG pro praxi*. 1. Vyd. Praha: Grada Publishing, a. s., 1997, 320 s. ISBN 80-7169-426-6

- [33] *K70 Sub-Family Reference Manual with Addendum* [online]. [cit. 2017-03-12]. Dostupné z http://cache.freescale.com/files/microcontrollers/doc/ref_manual/K70P256M150SF3RM.pdf

- [34] HÁJEK, Karel, Jiří SEDLÁČEK. *Kmitočtové filtry* 1.Vyd Praha: BEN – technická literatura, 2002, 536 s. ISBN 80-7300-023-7

- [35] WITTASSEK, Tomáš. *Virtuální instrumentace I*. Učební text. Ostrava: VŠB TU, 2012

- [36] VLACH, Jaroslav, Josef HAVLÍČEK, Martin VLACH. *Začínáme s LabVIEW I*. Vyd. Praha: BEN – technická literatura, 2008, 248 s. ISBN 978-80-7300-245-9

- [37] *Serial Port Bluetooth Module (Master/Slave): HC-05* [online]. [cit. 2017-03-15]. Dostupné z [https://www.itead.cc/wiki/Serial_Port_Bluetooth_Module_\(Master/Slave\)_:_HC-05](https://www.itead.cc/wiki/Serial_Port_Bluetooth_Module_(Master/Slave)_:_HC-05)

- [38] *HC – 05 Bluetooth* [online]. [cit. 2017-03-15]. Dostupné z <https://developer.mbed.org/users/edodm85/notebook/HC-05-bluetooth/>

- [39] *Cyklický redundantní součet* [online]. [cit. 2017-03-15]. Dostupné z https://cs.wikipedia.org/wiki/Cyklick%C3%BD_redundantn%C3%AD_sou%C4%8Det

- [40] *first webpage of company VitalJacket* [online]. [cit. 2017-03-15]. Dostupné z <http://www.vitaljacket.com/>

- [41] SRIRAM J., M. SHIN, T. CHOUDHURY, D. KOTZ. *Activity-aware ECG-based Patient Authentication for Remote Health Monitoring*, ACM New York, 2009, pp 297-304, ISBN 978-1-60558-772-1

- [42] YE, Can, B. V. K. Vijaya KUMAR, Miguel T. COIMBRA. *Human identification based on ECG signals from wearable health monitoring devices*, ACM New York, 2011, p 5, ISBN: 978-1-4503-0913-4

- [43] *Einthovenův trojúhelník* [online]. [cit. 2017-03-29]. Dostupné z <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Elektrokardiografie>

- [44] PUNČOCHÁŘ, Josef. *Operační zesilovače 5*. Vyd Praha: BEN – technická literatura, 2002, 436 s. ISBN 80-7300-059-8

12. Obsah přiloženého CD

- a) Diplomová práce ve formátu .pdf
- b) Soubory pro výrobu desek plošných spojů „EKG modul – ADS1298v5“, „DPS s MCU a periferiemi“, „DPS s filtry“
- c) LabVIEW projekt „ecgmeter.lvproj“
- d) Software pro MCU

13. Seznam příloh

- A. Schéma - „EKG modul – ADS1298v5“
- B. Schéma - „DPS s MCU a periferiemi“
- C. Schéma - „DPS s filtry“
- D. Jednotlivé vrstvy - „EKG modulu – ADS1298v5“
- E. Jednotlivé vrstvy - „DPS s MCU a periferiemi“
- F. Jednotlivé vrstvy - „DPS s filtry“
- G. Naměřené elektrokardiogramy – „svod I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6“